

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 1/06 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680020083.4

[43] 公开日 2008 年 8 月 20 日

[11] 公开号 CN 101247753A

[22] 申请日 2006.6.5

[21] 申请号 200680020083.4

[30] 优先权

[32] 2005.6.6 [33] US [31] 60/687,930

[86] 国际申请 PCT/US2006/021629 2006.6.5

[87] 国际公布 WO2006/133030 英 2006.12.14

[85] 进入国家阶段日期 2007.12.6

[71] 申请人 德州系统大学董事会

地址 美国得克萨斯州

[72] 发明人 马克·D·费尔德曼

托马斯·E·米尔纳 欧君琬

金银河 卡尔蒂克·库马尔

克里斯·康迪特 罗伯特·格兰特

纳特·肯普 金敬云 陈绍晨

韩丽新

[74] 专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限公司

代理人 孟 锐

权利要求书 4 页 说明书 23 页 附图 23 页

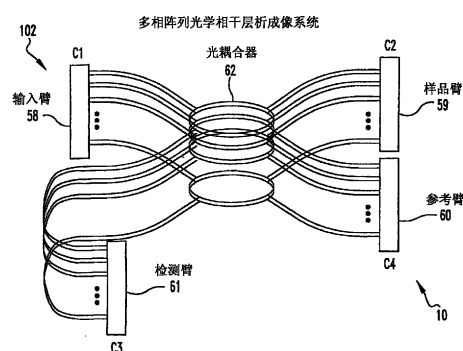
[54] 发明名称

使用光谱分辨带宽的光学相干层析成像(OCT)

[57] 摘要

本发明涉及一种利用多个信息通道对混浊(即,散射)材料进行光学相干层析成像的系统。所述多个信息通道可包含并涵盖空间、角度、光谱和偏振域。更具体来说,本发明涉及利用能够提供(源)、处理(系统)或记录(接收器)多个光谱信息通道的光源、系统或接收器对混浊材料进行光学相干层析成像的方法和设备。在所述方法和设备中,使用可由源提供、由系统处理或由接收器记录的多个光谱信息通道同时传送与正被层析成像的混浊材料相关的空间、光谱或偏振测定信息。所述多通道光学相干层析成像法可并入对患者进行成像的内窥镜探针中。所述内窥镜包含光纤阵列且可包含多根适于安置在患者体内的光纤。所述光纤阵列来自光源的光传输到患者体内并将由患者反射的光传输

到患者体外。所述阵列中的所述多根光纤与光源形成光通信。多通道光学相干层析成像系统包含用于从阵列接收光并对光进行分析的检测器。所述方法和设备可用于对患者的血管、胆管、泌尿生殖(GU)和/或胃肠(GI)道进行成像。



1. 一种用于患者的内窥镜，其包含：
光源；
用于产生光的构件；
光纤阵列，其包含多根适于安置于所述患者体内的光纤，所述光纤阵列将来自所述光源的光传输到所述患者体内且将由所述患者反射的光传输到所述患者体外，所述阵列的所述多根光纤与所述光源形成光通信；和
用于从所述阵列接收光且对所述光进行分析的检测器，所述阵列的所述多根光纤与所述检测器形成光通信。
2. 根据权利要求1所述的内窥镜，其包括管子，所述多根光纤安置在所述管子周围。
3. 根据权利要求2所述的内窥镜，其中所述管子具有沿所述管子纵向延伸的槽，所述多根光纤中的每一根安置在每一个槽中。
4. 根据权利要求3所述的内窥镜，其包括探针尖头，所述探针尖头具有安置在每一槽中的反射器，当所述反射器位于所述患者体内时，所述反射器反射来自所述槽中的所述光纤的光，且当所述阵列位于所述患者体内时，所述反射器将来自所述患者的光反射到所述光纤。
5. 根据权利要求4所述的内窥镜，其中所述光源包括可调谐激光源和用于将来自所述光源的光引导到所述阵列的所述多根光纤的构件。
6. 根据权利要求5所述的内窥镜，其中所述光纤是单模；具有核心，其中覆层安置在所述核心周围；且在其尖头具有透镜，所述透镜将来自所述核心的光聚焦到所述反射器上且将来自所述反射器的光聚焦到所述核心上。
7. 根据权利要求6所述的内窥镜，其中所述阵列包括透明覆盖层。
8. 根据权利要求7所述的内窥镜，其中所述产生构件包含输入臂，所述阵列包含样品臂，所述检测器包含参考臂和检测臂；且所述输入臂、所述检测臂、所述样品臂和所述参考臂一起形成干涉仪。
9. 根据权利要求8所述的内窥镜，其中所述参考臂使用 RSOD 将深度扫描和色散补偿引至所述干涉仪。
10. 根据权利要求9所述的内窥镜，其包括光耦合器，所述光耦合器将来自所述输入臂的光耦合到所述样品臂的相应光纤中。
11. 根据权利要求10所述的内窥镜，其中所述检测器根据来自所述样品臂和所述参考

- 臂的相应光纤的反射光的干涉信号的强度测定关于所述患者的结构信息。
12. 根据权利要求 11 所述的内窥镜，其中所述探针尖头包括扫描头，所述扫描头固持 N 根光纤，其中 N 大于或等于 2 且为整数。
 13. 根据权利要求 12 所述的内窥镜，其中所述 N 根光纤平行且等间隔地排列在所述扫描头周围。
 14. 根据权利要求 13 所述的内窥镜，其中所述探针尖头包括用于移动所述扫描头以使所述光纤中的每一根都扫描 $360/N$ 度的角度范围的机构。
 15. 根据权利要求 14 所述的内窥镜，其中所述移动机构包括用于线性运动以致使所述扫描头转动的机构。
 16. 根据权利要求 15 所述的内窥镜，其中所述线性运动机构包括：光纤轴固持器，所述光纤轴固持器具有沿所述固持器轴向延伸的轴通道，且 N 个光纤通道平行于所述轴通道排列在所述固持器周围；和扭动轴，所述扭动轴与所述轴通道匹配且相符，当所述扭动轴在所述轴通道内移动时，所述固持器转动。
 17. 根据权利要求 16 所述的内窥镜，其中所述扫描头具有与所述轴相符且致使所述扫描头转动的插座头。
 18. 根据权利要求 17 所述的内窥镜，其中所述探针尖头包括安置在所述扫描探针上的导线固持器，当导线位于血管、胆道和可能的 GU 道中时，所述导线固持器接收且跟随所述导线。
 19. 根据权利要求 18 所述的内窥镜，其包括安置在所述扫描头与所述光纤轴固持器之间的弹簧，在所述轴已向前移动后，所述弹簧迫使所述轴返回。
 20. 根据权利要求 3 所述的内窥镜，其包括光敏材料，当所述光敏材料接收光时，所述光敏材料使至少一部分所述管子转动。
 21. 一种用于对患者的血管进行成像的方法，其包含如下步骤：
 - 将来自光源的传输到患者体内包含多根光纤的光纤阵列；
 - 将由所述患者反射的光传输到所述患者体外；
 - 在检测器处接收来自所述阵列的光以转换信号；和
 - 用处理元件对所述光信号进行分析。
 22. 根据权利要求 21 所述的方法，其包括如下步骤：用与所述光纤相关的相应反射器反射来自每一光纤的光，和用反射器将来自所述患者的光反射到所述相关光纤。
 23. 根据权利要求 22 所述的方法，其包括将构成所述光纤阵列的 N 根光纤的每一根移动 $360/N$ 度的角度范围的步骤。

24. 根据权利要求 23 所述的方法，其包括施加线性运动以使所述光纤阵列的所述 N 根光纤的每一根移动所述角度范围的步骤。
25. 根据权利要求 24 所述的方法，其中所述施加所述线性运动的步骤包括如下步骤：
使扭动轴平行于所述 N 根光纤轴向通过沿光纤轴固持器轴向延伸的轴通道向前移动，以致使所述固持器转动，其中所述光纤轴固持器具有平行于所述轴通道排列在所述固持器周围的 N 个光纤通道，所述 N 根光纤中的每一根都安置在所述 N 个光纤通道的各自的光纤通道中，当所述轴在所述通道中移动时，所述扭动轴与所述轴通道配合且相符。
26. 根据权利要求 25 所述的方法，其包括沿导线引导所述光纤阵列的步骤，当所述导线位于血管、胆道和可能的 GU 道中时，导线固持器接收所述导线。
27. 一种用于研究目标的设备，其包含：
用于产生光的构件；和
用于基于偏振、空间、位置或角度分析已由所述目标反射的光的构件。
28. 一种用于研究目标的设备，其包含：
用于产生光的构件；和
基于偏振分析已由所述目标反射的光的构件。
29. 一种用于研究目标的设备，其包含：
用于产生光的构件；和
基于空间分析已由所述目标反射的光的构件。
30. 一种用于研究目标的设备，其包含：
用于产生光的构件；和
基于角度分析已由所述目标反射的光的构件。
31. 一种用于研究目标的方法，其包含如下步骤：
产生光；和
基于偏振、空间、位置或角度分析已由所述目标反射的光。
32. 一种用于研究目标的方法，其包含如下步骤：
产生光；和
基于偏振分析已由所述目标反射的光。
33. 一种用于研究目标的方法，其包含如下步骤：
产生光；和
基于空间分析已由所述目标反射的光。

34. 一种用于研究目标的方法，其包含如下步骤：

产生光；和

基于角度分析已由所述目标反射的光。

使用光谱分辨带宽的光学相干层析成像（OCT）

技术领域

本发明涉及一种利用多个信息通道使混浊（即，散射）材料光学相干层析成像的系统。多个信息通道可包含并涵盖空间、角度、光谱和偏振域。更具体来说，本发明涉及利用能够提供（源）、处理（系统）或记录（接收器）多个光谱信息通道的光源、系统或接收器使混浊材料光学相干层析成像的方法和设备。在所述方法和设备中，使用可由源提供、由系统处理或由接收器记录的多个光谱信息通道同时传送与正层析成像的混浊材料相关的空间、光谱或偏振测定信息。

多通道光学相干层析成像法可并入使患者成像的内窥镜探针中。内窥镜包含光纤阵列且可包含多根用以安置在患者体内的光纤。光纤阵列将来自光源的光传输到患者体内并将由患者反射的光传输到患者体外。阵列中的所述多根光纤与光源形成光通信。多通道光学相干层析成像系统包含用于接收来自阵列的光并对光进行分析的检测器。所述方法和设备可用于使患者的血管、胆管、泌尿生殖（GU）和/或胃肠（GI）道成像。

背景技术

心肌梗塞或心脏病发作一直是我们社会中的首要死因。遗憾的是，我们大多都有家庭成员或密友已患上心肌梗塞。直到最近，许多研究人员认为心肌梗塞的主要机理在于，动脉粥样硬化斑块严重堵塞冠状动脉随后发展为完全阻塞。然而，许多调查研究的最近证据清楚地表明，大多数梗塞是归因于由斑块突然破裂所致的非危急性狭窄冠状动脉突然破裂。举例来说，Little 和其合作者（Little, WC, Downes, TR, Applegate, RJ. The underlying coronary lesion in myocardial infarction: implications for coronary angiography. *Clin Cardiol* 1991; 14: 868-874，以引用的方式并入本文中）观察到，约 70%的遭受急性斑块破裂的患者是起因于先前的冠状动脉造影所显示的阻塞低于 50%的斑块。这个观察结果和类似观察结果已由其他研究人员证实（Nissen, S. Coronary angiography and intravascular ultrasound. *Am J Cardiol* 2001; 87 (增刊): 15A-20A，以引用的方式并入本文中）。

开发鉴别这些不稳定斑块的技术有可能实质上减少通常导致过早死亡的急性冠状动脉综合症的发生。遗憾的是，目前还没有任何可用于指出哪些冠状动脉斑块是易损的且因此易于破裂的方法可被心脏病专家利用。虽然数十年来一直使用平板运动试验来鉴

别处于较大心血管危险中的患者，但这种方法无法确切区分稳定斑块和易损斑块（易损斑块易于破裂且往往导致心肌梗塞）。由于存在大量关于不稳定斑块的病理学的信息（通过尸体解剖确定），因此以鉴别详细描述易损斑块的病理外观为基础的技术为解决这一问题提供了有希望的长期策略。

二十世纪八十年代早期，病理学家首先鉴别出不稳定斑块并对其特征予以描述。Davis 和其合作者提出，通过在患有与死亡有关的急性心肌梗塞的患者体内重建系列组织学切片，动脉粥样硬化斑块的破裂或裂缝显而易见（Davis MJ, Thomas AC. Plaque fissuring: the cause of acute myocardial infarction, sudden death, and crescendo angina. *Br Heart J* 1985; 53: 363-373, 以引用的方式并入本文中）。当与人类大动脉中非溃烂动脉粥样硬化斑块相比时，溃烂斑块的特征进一步在于具有薄纤维帽、巨噬细胞随平滑肌细胞减少而增加且脂质核心（lipid core）增加（Davis MJ, Richardson PD, Woolf N, Katz DR, Mann J. Risk of thrombosis in human atherosclerotic plaques: role of extracellular lipid, macrophage, and smooth muscle cell content, 以引用的方式并入本文中）。此外，当由冠状动脉造影术成像时，未观察到脂质池（lipid pool）的尺寸与狭窄百分率之间有关。实际上，大多数心脏病专家认同不稳定斑块发展为更狭窄，而稳定斑块经由破裂而恶化，同时形成附壁血栓和斑块重塑，但内腔未完全阻塞（Topol EJ, Rabbaic R. Strategies to achieve coronary arterial plaque stabilization. *Cardiovasc Res* 1999; 41: 402-417, 以引用的方式并入本文中）。具有内部斑块出血的新血管形成也可能在从小病变（<50%阻塞）到更大的显著斑块的此种发展中发挥作用。又，如果心脏病专家可识别不稳定斑块的独特特性且然后使其稳定，那么可实现急性心肌梗塞与不稳定绞痛综合症以及冠状动脉病突然恶化的显著降低。

本发明使用深度分辨光反射（depth-resolved light reflection）或光学相干层析成像（Optical Coherence Tomography, OCT）来鉴别已在易损斑块中鉴别的病理学特征。在OCT中，将来自宽带光源或可调谐激光源的光输入干涉仪中，其中一部分光指向血管壁且其它部分指向参考表面。光纤的远端与导管对接以在心脏导管插入术过程中问诊冠状动脉。来自斑块的反射光与来自参考表面的信号重组形成干涉条纹（由光电检测器测量），以使斑块以微米规模精确深度分辨成像。

OCT使用发射宽带宽（波长分布）的光的窄线宽可调谐激光源或超发光二极管源以现场产生轴向分辨率为10-20 μm 且组织穿透为2-3 mm的层析图像。OCT具有使组织在单细胞水平上成像的潜能。实际上，发明者最近已利用诸如毫微微秒脉冲激光的更宽带宽的光源，如此轴向分辨率改进为4微米或以下。鉴于所述分辨率，可使用OCT观测

内膜帽、其厚度和结构详情（包括裂缝、尺寸和下伏于脂质池的程度）以及炎性细胞的存在情况。此外，OCT 仪器中所使用的近红外光源可透入为晚期冠状动脉病特征的严重钙化组织区中。鉴于细胞级分辨率，可使用 OCT 应用来鉴别易损斑块的其它详情，诸如单核细胞和巨噬细胞的渗透。简单地说，OCT 的应用可提供病理学试样的详细图像而无需切割或扰乱组织。

一个关于应用这一技术使动脉内腔内的动脉粥样硬化斑块成像的问题是归因于红血球存在的强的光散射。一旦导管系统定位于冠状动脉中，那么 OCT 光纤与动脉之间的血流可使透入血管壁的光变微弱。所提出的一种解决方案是使用生理盐水冲洗。然而，生理盐水的使用在持续时间上受到限制，因为最终会在远端心肌出现心肌缺血。发明者已提出使用人造血红蛋白代替生理盐水。人造血红蛋白为非颗粒状且因此不散射光。此外，人造血红蛋白即将被美国食品和药物管理局（United States Food and Drug Administration）批准为血液代用品且可携带防止心肌缺血所必需的氧。最近，发明者证明使用人造血红蛋白降低小鼠心肌冠状动脉内由血液致使的光散射的可行性（Villard JW, Feldman MD, Kim Jeehyun, Milner TE, Freeman GL. Use of a blood substitute to determine instantaneous murine right ventricular thickening with optical coherence tomography. *Circulation* 2002; 第 105 卷: 第 1843-1849 页，以引用的方式并入本文中）。

已建立使冠状斑块成像的 OCT 导管的第一个原型且这一原型目前正由波士顿的 Harvard-MIT 的研究人员与 Light Lab Co 联合测试（Jang IK, Bouma BE, Kang DH 等人, Visualization of coronary atherosclerotic plaques in patients using optical coherence tomography: comparison with intravascular ultrasound. *JACC* 2002; 39: 604-609，以引用的方式并入本文中）。原型导管由单一光源组成且通过转动使光纤自旋的轴能够在冠状动脉内腔的 360 度弧范围成像。因为转动轴安置在身体外部，所以导管中的自旋杆须以一致角速度转动，如此光可以等时间间隔聚焦在冠状动脉的各角区段上。转动轴中的机械拖拉可在所记录的冠状动脉 OCT 图像中产生明显失真和假象。遗憾的是，因为将一直迫使导管在股动脉入口点与冠状动脉之间（例如，绕主动脉弓转 180 度）进行数次弯曲，所以不均匀的机械拖拉将产生 OCT 图像假象。当 OCT 应用从使冠状动脉的整体解剖结构成像转移到能够在单细胞水平上成像时，单光纤 OCT 原型的不均匀转动将成为失真和图像假象的日益成问题的根源。

本质上，目前由 Light Lab Co. 开发的内窥镜型单通道 OCT 系统因形成血管目标的不规则图像的不恒定转速而显得较差。参看美国专利 6,134,003，以引用的方式并入本文中。其中转动轴使单模光纤自旋的方法倾向于产生假象。将一直迫使导管从股动脉入口

数次弯曲到绕主动脉弓转 180 度到冠状动脉的最终目的地。所有这些弯曲将致使转动轴上的不均匀摩擦和光在冠状动脉整个 360 度弓上的不均匀时间分布。当 OCT 应用从使冠状动脉的整体解剖结构转移到能够在单细胞水平上成像时，那么单光纤 OCT 的不均匀转动将甚至成为更大假象的更大根源。

本发明通过开发多相阵列 OCT 导管来解决转动失真和相关假象问题。通过在单导管中并入 10-60 根个别 OCT 光纤，消除光纤或类似元件（例如，微型电动机驱动的反射镜）的转动和相关图像失真和假象，且可改进空间分辨率。导管将允许 10-60 根个别光源使冠状动脉内腔的 360 度弧独立成像。多相阵列的另一优点为与单光纤设计相比，提供正问诊的目标的更大空间分辨率。许多研究人员认识到目前设计中所利用的单转动光纤或微型电动机驱动的反射镜将不允许在单细胞水平上成像，而多相阵列法可提供细胞级分辨率。

构造多相阵列 OCT 导管需要使用创新的设计方案解决许多问题。导管的成功设计和证明需要开发含有 10-60 根直径为 1.5 mm 的个别光纤的光通道。

各光纤需要聚焦光的透镜和使来自各光纤的光从导管经 90 度重定向到冠状动脉内腔表面的使用纳米技术制造的反射镜。另外，须将 10-60 个光程中的每一个再次分裂为参考与动脉路径。本发明提供导管与多通道干涉仪的设计方案。

发明内容

本发明涉及用于患者的内窥镜。内窥镜包含光产生构件，诸如光源。内窥镜包含光纤阵列，其包含多根用以安置在患者体内的光纤。光纤阵列将来自光产生构件的光传输到患者体内并将由患者反射的光传输到患者体外。阵列中的多根光纤与光产生构件形成光通信。内窥镜包含用于接收来自阵列的光并对光进行分析的检测器。阵列中的多根光纤与检测器形成光通信。

本发明涉及使患者成像的方法。这一方法包含将来自光源的光传输到患者体内包含多根光纤的光纤阵列中的步骤。存在将由患者反射的光传输到患者体外的步骤。存在由检测器接收来自阵列的光的步骤。存在用检测器对光进行分析的步骤。

本发明涉及用于研究目标的设备。这一设备包含产生光的构件。所述设备包含基于偏振、空间、位置或角度分析已由目标反射的光的构件。

本发明涉及用于研究目标的设备。这一设备包含产生光的构件。所述设备包含基于偏振分析已由目标反射的光的构件。

本发明涉及用于研究目标的设备。这一设备包含产生光的构件。所述设备包含基于

空间分析已由目标反射的光的构件。

本发明涉及用于研究目标的设备。这一设备包含产生光的构件。所述设备包含基于角度分析已由目标反射的光的构件。

本发明涉及用于研究目标的方法。这一方法包含产生光的步骤。所述方法包含基于偏振、空间、位置或角度分析已由目标反射的光的步骤。

本发明涉及用于研究目标的方法。这一方法包含产生光的步骤。所述方法包含基于偏振分析已由目标反射的光的步骤。

本发明涉及用于研究目标的方法。这一方法包含产生光的步骤。所述方法包含基于空间分析已由目标反射的光的步骤。

本发明涉及用于研究目标的方法。这一方法包含产生光的步骤。所述方法包含基于角度分析已由目标反射的光的步骤。

附图说明

在附图中说明本发明的优选实施例和实施本发明的优选方法，其中：

图 1 是本发明的总览的示意图。

图 2 是本发明输入臂（光源）的俯视图。

图 3 是输入臂（光源）侧视图的示意图。

图 4 是输入臂的以光纤为基础的解决方案的示意图。

图 5 是样品臂侧视图的示意图。

图 6 是样品臂轴视图的示意图。

图 7 是锥透镜俯视图的示意图。

图 8 是样品臂的光纤阵列的示意图。

图 9 是强调使光重新聚焦在所关注的组织上的反射镜的样品臂探针尖头的透视图的示意图。

图 10 是具有附着光纤的以 45°角反射镜（反射）结束的尖头槽侧视图的示意图。

图 11 是具有附着光纤的尖头俯视图的示意图。

图 12 是制造样品臂各光纤透镜的第一个步骤的示意图。

图 13 是制造样品臂各光纤透镜的第二个步骤的示意图。

图 14 是本发明的参考臂的示意图。

图 15 是本发明的检测臂俯视图的示意图。

图 16 是检测臂侧视图的示意图。

图 17 是样品臂的扫描探针的替代示意图。

图 18a 和 18b 是液压机构的示意图。

图 19a 和 19b 是液压机构分解图的示意图。

图 20a-20d 是液压机构扭动轴的不同视图的示意图。

图 21a 和 21b 是光纤轴固持器的示意图。

图 22a-22c 是光纤槽的示意图。

图 23 是微反射镜的侧视图。

图 24 是微反射镜的透视图。

图 25 是其一部分由激光束照射的微反射镜的透视图。

图 26 是如图 25 所示的已因被激光束照射而发生变形的微反射镜的透视图。

图 27 是正在由照射在微反射镜的不同位置上的激光束连续加热的微反射镜的示意图。

图 28 是由于激光束在微反射镜上的位置改变所导致的微反射镜倾斜方向的变化示意图。

图 29 是探针覆盖层中的微反射镜相对于光纤的示意图。

图 30 是微反射镜相对于光纤移动的示意图。

图 31 是用光纤光谱偏振测定仪器(fiber optic spectral polarimetry instrument, FOSPI)进行的以光纤为基础的单通道偏振敏感谱域光学相干层析成像的示意图。

图 32 是以光纤为基础的空间多路扫描源光学相干层析成像的示意图。

图 33 是多光纤角度域 OCT 的示意图。

图 34 和 35 是用空间多路 OCT 系统记录的图像。

图 36 和 37 是分别归因于双折射率和快轴角的相延迟。

具体实施方式

现请参考图式，其中在所有数个视图中类似参考数字指代类似或相同部件，且更准确地说，参考其中的图 1-5、15 或 16，展示用于患者的内窥镜 10。内窥镜 10 包含用于产生光的构件 102，诸如光源 51。内窥镜 10 包含光纤阵列 28，其包含多根用以安置在患者体内的光纤 8。光纤阵列 28 将来自产生构件（优选包括光源 51）的光传输到患者体内并将由患者反射的光传输到患者体外。阵列 28 中的多根光纤 8 与光产生构件 102 形成光通信。内窥镜 10 包含用于接收来自阵列 28 的光并对光进行分析的检测器 D。阵列 28 中的多根光纤 8 与检测器 D 形成光通信。

优选地，内窥镜 10 包括管子 53，多根光纤 8 安置在管子 53 周围。如图 10 所示，管子 53 优选具有沿管子 53 纵向延伸的槽 54。每一根所述的多根光纤 8 安置每一个槽 54 中。优选地，内窥镜 10 包括如图 11 所示的探针尖头 55，探针尖头 55 具有安置于各槽中的反射器 56，当反射器 56 位于患者体内时，其反射来自槽中光纤 8 的光且当阵列 28 位于患者体内时，反射器 56 将来自患者的光反射到光纤 8。

光源 51 优选包括相干光源 51 和用于将来自光源 51 的光引导到阵列 28 的多根光纤 8 的构件 57。优选地，如图 12 和 13 所示，光纤 8 为单模，具有核心 118（其中覆层 120 安置在核心 118 周围）且在其尖头处具有透镜 122，透镜 122 将来自核心 118 的光聚焦到反射器 56 上且将来自反射器 56 的光聚焦到核心 118 上。阵列 28 优选包括透明覆盖层 7。

优选地，光源 51 包含输入臂 58，阵列 28 包含样品臂 59，检测器 D 包含参考臂 60 和检测臂 61；且输入臂 58、检测臂 61、样品臂 59 和参考臂 60 一起形成干涉仪。参考臂 60 优选使用 RSOD 将深度扫描和色散补偿引入干涉仪中。

优选地，内窥镜 10 包括光耦合器 62，光耦合器 62 使输入臂 58、样品臂 59、参考臂 60 和检测臂的相应光纤 8 光学耦合在一起。检测器 D 优选由来自样品臂 59 和具有相同的迂回长度（bypass length）的参考臂 60 的相应光纤的反射光的干涉信号强度来确定关于患者的结构信息。

优选地，如图 17-22c 所示，探针尖头 55 包括固持 N 根光纤 8 的扫描头 1，其中 N 大于或等于 2 且为整数。N 根光纤 8 优选平行且等间隔地排列在扫描头 1 周围。优选地，探针尖头 55 包括用于移动扫描头 1 以使各光纤 8 扫描 N/360 度的角度范围的机构 134。移动机构 134 优选包括用于线性运动以致使扫描头 1 转动的机构 9。

优选地，线性运动机构 9 包括光纤轴固持器，所述光纤轴固持器具有沿固持器轴向延伸的轴通道 31 且 N 个光纤通道 32 平行于轴通道 31 排列在固持器周围；和扭动轴，所述扭动轴与轴通道 31 匹配且相符，当轴在通道内移动时，固持器转动。

扫描头 1 优选具有与轴相符且致使扫描头 1 转动的插座头（socket head）。优选地，探针尖头 55 包括安置在扫描探针 50 上的导线固持器 2，当导线位于血管、胆道和可能的 GU 道中时，导线固持器 2 接收且跟随导线。在 GI 道中，不必需导线。优选地，内窥镜 10 包括安置在扫描头 1 与光纤轴固持器之间的弹簧，在轴已向前移动后，所述弹簧迫使轴返回。

本发明涉及用于使患者的血管、GU、GI 或胆道成像的方法。这一方法包含将来自光源 51 的光传输到患者体内包含多根光纤 8 的光纤阵列 28 中的步骤。存在将由患者反

射的光传输到患者体外的步骤。存在由检测器 D 接收来自阵列 28 的光的步骤。存在用检测器 D 对光进行分析的步骤。

优选存在以下步骤：由与光纤相关的相应反射器 56 反射来自各光纤 8 的光，和由反射器 56 将来自患者的光反射到相关光纤。优选存在使构成光纤阵列 28 的 N 根光纤 8 的每一根移动 $N/360$ 度的角度范围的步骤。优选存在施加线性运动以使得光纤阵列 28 的 N 根光纤 8 的每一根移动所述角度范围的步骤。

施加线性运动的步骤优选包括以下步骤：使扭动轴平行于 N 根光纤 8 轴向向前移动以穿过沿光纤轴固持器轴向延伸的轴通道 31，致使固持器转动，其中所述光纤轴固持器具有平行于轴通道 31 排列在固持器周围的 N 个光纤通道 32。N 根光纤 8 的每一根安置在 N 个光纤通道 32 的各自的光纤通道 32 中。当轴在通道中移动时，扭动轴与轴通道 31 匹配且相符。优选存在以下步骤：当容纳于导线固持器 2 中的导线位于血管、胆道和可能的 GU 系统中但不位于 GI 道中时，沿所述导线引导光纤阵列 28。

本发明涉及用于研究目标的设备。这一设备包含产生光的构件。所述设备包含基于偏振、空间、位置或角度分析已由目标反射的光的构件。

用于分析的构件优选描述于如下图中，其中偏振可见于图 31，位置可见于图 1-30，空间可见于图 32 且角度可见于图 33。

本发明涉及用于研究目标的设备。这一设备包含产生光的构件。所述设备包含基于偏振分析已由目标反射的光的构件。

本发明涉及用于研究目标的设备。这一设备包含产生光的构件。所述设备包含基于空间分析已由目标反射的光的构件。

本发明涉及用于研究目标的设备。这一设备包含产生光的构件。所述设备包含基于角度分析已由目标反射的光的构件。

本发明涉及用于研究目标的方法。这一方法包含产生光的步骤。所述方法包含基于偏振、空间、位置或角度分析已由目标反射的光的步骤。

本发明涉及用于研究目标的方法。这一方法包含产生光的步骤。所述方法包含基于偏振分析已由目标反射的光的步骤。

本发明涉及用于研究目标的方法。这一方法包含产生光的步骤。所述方法包含基于空间分析已由目标反射的光的步骤。

本发明涉及用于研究目标的方法。这一方法包含产生光的步骤。所述方法包含基于角度分析已由目标反射的光的步骤。

在本发明的操作中，近红外宽带光源 51 将光束发送到阵列 28 型干涉仪的输入臂 58

中。来自光源 51 的光束分布是圆形高斯分布 (circular gaussian)。连接器 1 之前的光学器件使光束分布成线性且使其聚焦在连接器 1 中。阵列 28 型干涉仪是由具有 4 个与光合器 62 连接的光纤 的以多光纤为基础的干涉仪组成。进入输入 58 的入射光被分别分到样品 59 和参考 60 中。在样品 59 中, 光纤 8 分布如环形圈, 且光将垂直于光轴聚焦在目标血管上。在参考 60 中, RSOD 引入深度扫描和色散补偿。当来自两个 的反射光具有相同光程长, 严格来说在相干长度内时, 出现干涉。干涉信号的强度代表样品的结构信息。

更准确地说, 就输入 58 而论且参考图 1、2 和 3, 从 S1 发出单光束且将由 L1 准直。此时, 光束直径足够大以能投射在 C1 整个面积上, 但光束仍为圆形。圆形透镜 CL1 和 CL2 使光束分布变为线形, 此意谓光束不再是圆形, 但从图 2 可知其看起来很窄, 且从图 3 可知, L1 之后的光束具有相同的形状。ML1 将所有的光聚焦在 C1 上。

这被称为开放式光学 决方案:

光源 S1 具有光纤尖头, 光由光纤尖头发射到空气中。

L1 是准直透镜 122, 所以光源 51 的光纤尖头应位于 L1 焦点的背面以使光准直。

CL1、CL2 是圆柱形透镜。两者之间的间距是各圆柱形透镜 122 焦距的和。两个透镜充当望远镜, 仅在一个方向上减小光束尺寸。换句话说, 从图 3 可知, 光束的尺寸并不改变。

ML1 是微透镜阵列 28, 其具有许多小透镜。定位各小透镜以使焦点位于 C1 的各光纤入口处。C1 应位于 ML1 的焦点上。所有微透镜具有相同的焦距。C1 是线性光纤阵列 28。

在如图 4 所示被称为以光纤为基础的 决方案的输入 58 的替代实施例中:

光源 S1 与连接于光纤分路器 (50:50) 的单模光纤连接, S1。

第一个光纤分路器是 1×2。1×2 光纤分路器的各输出端与 1×4 分路器连接, SP1。

1×4 分路器 (第 2 层) 的各输出端与另一个 1×4 分路器 (第 3 层) 连接, SP2。

在第 3 层的输出处, 光纤数是 32。32 根光纤构成线性光纤阵列 28, SP3。

线性光纤阵列 28:

各光纤是单模光纤, 其可具有不同截频 (cutoff frequency)。截频视光源 51 的中心波长而定。通常对于光源 51 使用 850 nm 或 1300 nm 的中心波长。

各光纤附着于另一根光纤, 如此所有光纤在一起形成线性光纤阵列 28。

C1 与复式干涉仪连接。各干涉仪是由 4 个光纤 和光合器 62 组成。在各 的各端, 存在线性阵列 28 光纤连接器 (C1、C2、C3、C4)。入射光将由光合器 62 分别分

到样品臂 59 和参考臂 60 中。

关于样品臂 59，如图 5、6、7、8 和 17 所示的这一样品臂 59 进入目标血管中。C2 与另一端为环形的线性光纤阵列 28 连接。臂的总长度应为约 2~3 m。当光离开环形尖头 F 时，其将由 L1 准直且然后由 L2 从探针反射到外部。

来自组织的反射光将返回到 L2 和 L1 且由光纤尖头聚集。稍后，分别来自样品臂 59 和参考臂 60 的两束反射光将发生干涉，干涉将由检测臂处的阵列 28 检测器 D 检测。

样品臂 59 应当穿过目标血管、GI、GU 或胆道。C2 与在另一端（探针尖头 55）为环形的线性光纤阵列 28 连接（图 8）。样品臂 59 的总长度为约 1.5 m。光纤阵列 28 将由透明覆盖层 7 材料（例如，硅树脂或聚合物）模制。

在图 9 中所示的环形探针尖头 F 处，各光纤胶粘在圆柱形聚合物管子 53 的槽处。各槽的形状展示在图 10 和 11 中。各槽末端具有向轴向倾斜 45°的反射器 56。槽将由微制造技术制造。各光纤在尖头处具有透镜 122，透镜 122 可通过接合具有与单模光纤的覆层 120 相同的直径的多模光纤且然后将多模光纤的末端熔化以产生弯曲来制造（图 12 和 13）。当光离开光纤尖头时，光将被槽末端处的反射器 56 反射到外部，且然后聚焦在目标组织区域上。来自组织的反射光将沿与入射光相同的路径返回，且进入检测臂。

微加工系统或微机械系统（micro-electro-mechanical system, MEMS）和纳米技术变得日益普遍用于开发改进的生物材料和装置（Macilwain C, "US plans large funding boost to support nanotechnology boom," *Nature*, 1999; 400:95, 以引用的方式并入本文中）。类似于用于计算机微芯片的制造方法，MEMS 法对蚀刻和/或材料沉积和光刻图案化技术加以组合来开发超小型装置（Madou, M., "Fundamentals of microfabrication," *CRC Press: Boca Raton*, 2002, 以引用的方式并入本文中）。已证明 MEMS 因其质量和体积小、成本低和功能性高而在医学领域前景广阔。医学领域完善的 MEMS 装置包括用于白内障去除的小传感器、硅神经孔、用于基因和药物传送的显微针和 DNA 阵列（Polla, D. L., Erdman, A. G., Robbins, W. P., Markus, D. T., Diaz-Diaz, J., Rizq, R., Nam, Y., Brickner, H. T., Wang, A., Krulevitch, P., "Microdevices in Medicine," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 2000; 02:551-76; McAllister 等人, 2000, 两者都以引用的方式并入本文中）。然而，大多数 MEMS 工艺对于二维（2D）微特征来说本质上是平面的且对加工硅材料来说是初步的。其它微加工工艺包括激光束微加工（laser beam micromachining, LBM）、微放电加工（micro-electrical discharge machine, 微 EDM）和电子束加工（EBM）（Madou, M., "Fundamentals of microfabrication," *CRC Press: Boca Raton*, 2002），以引用的方式并入本文中。使用金属、金属合金、硅、玻璃和聚合物的微制造和微装置开发描述于下列文献

中 (Chen, S. C, Cahill, D. G.和 Grigoropoulos, C. P., "Transient Melting and Deformation in Pulsed Laser Surface Micro-modification of Ni-P Disks," J. Heat Transfer, 第 122 卷 (第 1 期), 第 107-12 页, 2000; Kancharla, V.和 Chen, S. C, "Fabrication of Biodegradable Microdevices by Laser Micromachining of Biodegradable Polymers," Biomedical Microdevices, 2002, 第 4 卷(2): 105-109; Chen, S. C, Kancharla, V.和 Lu, Y., "Laser-based Microscale Patterning of Biodegradable Polymers for Biomedical Applications," 出版中, International J. Nano Technology, 2002; Zheng, W.和 Chen, S. C, "Continuous Flow, nano-liter Scale Polymerase Chain Reaction System," Transactions of NAMRC/SME, 第 30 卷, 第 551-555 页, 2002; Chen, S. C, "Design and Analysis of a Heat Conduction-based, Continuous Flow, Nano-liter Scale Polymerase Chain Reaction System," BECON, 2002, 所有均以引用的方式并入本文中)。

对阵列 28 来说,选择直径为 1.5 mm 的不锈钢圆筒作为基底材料。对血管应用来说,直径为 1.0 mm,对 GU、GI 和胆应用来说,直径更大,必要时高达 3.0 mm。微槽 54 (或 200 微米宽的微通道)与反射表面均由微放电加工法(微 EDM)或微铣削(micro-milling)使用聚焦离子加工工具进行加工。为增加反射表面的反射率,使用电子束蒸发使不锈钢圆筒上涂布有蒸发铝。

关于图 14 中所示的参考臂 60,光离开连接器 C4 后由 L1 准直,且由光栅(G1)光谱分布且将聚焦于反射镜(GA1)。藉由振动 GA1,光程长将被改变从而实现深度扫描。

应用现有技术,存在许多建立参考臂 60 的可选方案。极简单形式的参考臂 60 仅具有反射镜,其附着在由正弦波功能产生器驱动的音圈上。光由反射镜反射回来且反射镜位置改变光程长。所述光程长的变化提供目标组织的深度扫描,因为仅当两个臂具有相同光程长时才发生干涉。优选地,参考臂 60 比简单的参考臂更复杂。这被称为快速扫描光学延迟(Rapid-Scanning Optical Delay, RSOD),其可提供快速深度扫描和色散补偿。

线性阵列型光束从 C4 发射且由 L1 准直。反射镜(M1)将光束反射到光谱分布宽带源光的光栅(G1)。经光谱分布的光将由透镜(L2)聚焦在 Galvano 扫描镜(GA1)上。G1 与 L2 之间的间距决定色散程度的量,所以任何通常由光纤致使的材料色散均可得以补偿。光束偏离扫描镜中心的量决定两反射光干涉后将显露的条纹频率。来自 GA1 的反射光进入 L2、G1 和 M2。且然后光沿入射路径反射回去,且将重新与 C4 耦合。

参考检测臂,如图 15 和 16 所示,光在离开连接器 C3 后由 L1 准直且为圆形。CL1 与 CL2 的组合使光束在一个平面(水平)内看起来为线性的。微透镜阵列 ML1 使光聚

焦在阵列 28 检测器 D 上。

如图 17、19a 和 19b 所示, 扫描探针 50 包含扫描头 1、光纤轴固持器 3、扭动轴 4、透明覆盖层 7、导线固持器 2 和用于线性运动的机构 9。在这一实施例中, 扫描头 1 用以固持含有 20 根光纤 8 的光纤束, 这些光纤 8 平行且等间隔地排列在扫描头 1 周围。操作中, 设定每一根光纤扫描 18 度的角度范围 ($360^\circ \div 20 = 18^\circ$)。反射表面 11 形成于扫描头 1 上且相对于各自光纤 8 的中心轴定向 45° 度, 如此其将引导来自光纤束的光且指引光使其穿过透明覆盖层 7。

扫描头 1 经设计以提供 18 度往复转动。往复转动实现 OCT 系统所需的扫描功能。这一往复转动的机理描述如下。

光纤-轴固持器实质上是多管状结构。其由一个沿光纤-轴固持器的中心轴延伸的轴通道 31 和 20 个平行地排列在光纤-轴固持器 3 周围的光纤通道 32 形成。光纤 8 延伸穿过各自的光纤通道 32。轴通道 31 具有圆形横截面积。在轴通道 31 的上端, 轴通道 31 为开口, 但开口的几何形状从圆形横截面积减小到矩形横截面洞 311。这一结构设计的原因将与扭动轴 4 的描述一起描述。

扭动轴 4 具有一矩形横截面积, 其在几何形状上与光纤-轴固持器 3 的矩形横截面洞相同。如其名称所指示, 轴 4 沿轴中心轴部分扭动且可分为非扭动部件 41 和扭动部件 42。在组件中, 轴 4 穿过光纤-轴固持器 3 的矩形横截面洞, 且其能够经过矩形横截面洞往复滑动。矩形横截面洞的表面与扭动轴 4 的相对运动形成实现往复转动的机理。原因在于当轴 4 的扭动部件 42 穿过矩形横截面洞滑动时, 轴 4 自身被迫沿轴中心轴转动以配合矩形横截面洞的表面与扭动轴 4 的匹配。尤其, 轴 4 与固持器 3 组成可将线性运动转换为转动运动的机构 9。

现集中描述扫描头 1。扫描头 1 具有矩形插座 12, 矩形插座 12 具有与扭动轴 4 相同的横截面积。矩形插座 12 提供覆盖扭动轴 4 的非扭动部件 41 的通道且使非扭动部件 41 在矩形插座 12 内施加往复运动。轴 4 的移动范围受到限制, 如此扭动部件 42 不进入扫描头的矩形插座 12 内 (将导致几何错配), 但扭动部件 42 仅与光纤-轴固持器的矩形横截面洞相互作用。根据以上描述, 轴 4 的运动包含线性组件 (V) 和角组件 (ω)。参考矩形插座 12 和轴 4 的非扭动部件 41 的几何形状, 轴运动的线性组件 (V) 不会造成扫描头 1 的运动 (不考虑表面之间的摩擦), 但角组件 (ω) 会。扫描头 1 因扭动轴 4 的转动运动而往复转动, 扭动轴 4 转动运动又由扭动轴相对于光纤-轴固持器 3 的线性往复移动所致使。结果, 扫描头 1 提供从由扭动轴 4 提供的往复线性运动转换的往复转动运动。

导线固持器 2 是用于向所检测血管、胆管和可能的 GU 应用的所研究部分引导扫描探针 50 的模件。对 GI 道来说，通常不使用导线。操作中，事先将导线 01 或“引导组织”沿人类血管的特定路径安置，如此可形成 OCT 系统的扫描探针 50 的轨迹。导线固持器 2 限制扫描探针 50，如此其只能沿由导线 01 形成的轨迹滑动。因此，将扫描探针 50 引导到待研究的患者部分。

导线固持器 2 和固持器 5 充当扫描头 1 的支撑物。其限制扫描头 1 的移动且使扫描头 1 稳定。同样，在扫描头 1 与光纤-轴固持器 3 之间安置压缩弹簧 6。弹簧 6 在组件中经适度压缩，如此其逆着固持器 5 推动扫描头 1 且消除扫描头 1 的可导致轴向位置误差 (Δd) 的任何潜在的轴向移动。优选地，弹簧 6 在扫描头 1 与光纤-轴固持器 3 之间提供扭矩。弹簧 6 将其两端分别固定在扫描头 1 和光纤-轴固持器 3 上。弹簧 6 在组件中经适度扭动。通过这一构件，弹簧可向往复转动机构提供扭矩，如此消除转动机构的后冲（由（例如）矩形横截面洞与轴之间的公差所产生）以及所产生的角位置误差 ($\Delta\theta$)。

请注意，轴通道 31 的截面几何形状为圆形。对于轴通道 31 来说，在扭动部件 42 的末端处用圆柱部件 43 形成扭动轴 4。圆柱部件 43 和轴通道 31 进行如同活塞的运动。扭动轴 4 向上移动过程中，归因于几何差异，圆柱部件 43 在光纤-轴固持器 3 的矩形横截面洞的边缘 33 处将被阻挡且提供扭动轴 4 的上部阻塞物。另一方面，放置下部阻塞物 34 以阻挡处于向下移动中的圆柱部件 43。上部 and 下部阻塞物的功能有助于控制扭动轴 4 的移动以及控制扫描头 1 的角运动。

现有技术中存在许多能够向推动和牵引扭动轴 4 以产生线性移动的机构提供动力的方法。然而，归因于下列优点，优选为水动力，尤其液压。

1. 不需要将电传输到扫描头 1 中来给水力线性机构 9 提供能量。一些诸如电磁系统的机构（或更准确地说，一些微型电动机）不仅需要电来提供能量，而且需要在扫描头 1 上安装例如线圈或磁铁的额外组件来将电能转换为机械动量。对医学组织来说，使用电并非优选的；且对额外组件的需求将增加制造的技术难度和整个系统的复杂性。虽然一些其它机构、如包含压电材料的机构可以极小的空间和简单的结构组成，但其仍需要接收大电压来产生所需的动量。

2. 水力机构 9 占用极小的空间。

水力机构 9 的结构说明于图 18a 和 18b 中。水力机构 9 可仅仅是引导诸如水的液体以推动或牵引包含圆柱部件 43 和轴通道 31 的活塞系统的液体管道。考虑到经由活塞系统间隙的渗漏可导致不想要问题，所以水力机构 9 优选包含由聚合薄膜制成的微球囊 91。如图 18a 和 18b 所示，当球囊 91 为平坦的时，扭动轴 4 位于较下位置（图 18a）。当水

被泵送到活塞系统中时,球囊91胀大且扭动轴4在18度自旋下被推向较上位置(图18b)。所需的往复运动可通过微球囊91的平坦与胀大状态的转换而产生。

对单光纤 OCT 系统来说,6 转/秒(rev/sec) (6 Hz)的扫描速率是令人满意的[Andrew M. Rollins 等人, "Real-time in vivo imaging of human gastrointestinal ultrastructure by use of endoscopic optical coherence tomography with a novel efficient interferometer design", OPTICS LETTERS, 第 24 卷, 第 19 期, 1999 年 10 月 1 日, 以引用的方式并入本文中]。这意味在一秒钟内 OCT 系统应能够提供至少 6 张说明血管横截面数据的图片。扫描探针 50 具有 20 根光纤, 所以令人满意的扫描速率可减小到 0.3 Hz ($6 \div 20 = 0.3$), 这可由水力致动系统更慢且更容易地实现。理想地, 最佳图像分辨率需要 15 张图片/秒。

扫描探针 50 以往复方式操作而不是连续转动, 如此即使当整个系统达到稳定状态时, 扫描头 1 的角速度也不会是恒定值。因此, 操作期间, 重要的问题为检测扫描头 1 的角度以及算出扫描数据所属的角位置。扫描头 1 的角度可仅仅通过比较泵送系统的输出量与先前实验所获得的参考曲线来粗略估计。更精确的检测可通过分析光学信号的反馈来达成。举例来说, 另一种方法是分析反馈信号的光多普勒效应(Light Doppler Effect) [Volker Westphal 等人, "Real-time, high velocity-resolution color Doppler optical coherence tomography", OPTICS LETTERS, 第 27 卷, 第 1 期, 2002 年 1 月 1 日, 以引用的方式并入本文中]。

扭动轴 4 可通过工业中熟知的精确 CNC 加工来形成。最小直径为 1.0 mm 的细圆形轴可用作加工之前的本征材料。就制造来说, 夹住圆形轴的两端, 精确铣削其中心部分且在其中中心部分产生 4 个相互垂直的平面。如图 20a 所示, 平面界定扭动轴 4 的矩形横截面(这一步骤中形成长轴)。在铣削之后, 两个固持轴的夹钳中的一个相对于另一个夹钳转动以使轴围绕其中心轴扭动特定的角度。形成扭动轴 4 的扭动部件。

扭动步骤后, 释放所转动的夹钳以释放轴的弹性扭曲(剩下其可塑扭曲), 且然后再紧固夹钳。在下一步骤中, 如图 20b 所示, 在仍为圆形的部分的一侧再次铣削轴, 从而产生另一个未经扭动的矩形部分。

圆柱形部分(充当活塞)由轴的圆形部分形成。可进一步使用精确车工来修整中心轴和圆柱形部件的直径。如图 20c 所示, 仅需要轴的很短部分。切除轴部件的过量部分。

如图 21a 所示, 光纤-轴固持器 3 可与两个部件 A 和 B 组合。部件 A 实际上是导管的管身。导管的横截面展示于图 21b 中; 导管可通过光纤工业中通常应用的电缆压出技术制造 [参考 Optical Cable Corporation 的主页]。请注意, 导管的中心通道用作引导先前所提及的致动液体的管道。还存在数根用于引导空气流入和流出探针尖头以平衡 OCT

系统内部的气压的管道(操作期间,当扭动轴 4 移动时,探针尖头内部的自由体积改变)。管道的直径等于扭动轴 4 的圆柱部件 43 的直径。

图 21a 中的部件 B 仅仅是具有光纤固持边缘(B1)和矩形中心开口(B2)的板。这一部件可通过使用工业中通常所应用的冲孔技术由金属制造。在组件中,用诸如环氧树脂的胶粘剂使部件 A 和部件 B 相连。将扭动轴 4 限制在其较下位置所需的下部阻塞物是与微球囊的形成一起形成。

可使用以聚合材料(诸如 SBS)进行的微模制法来制造扫描头 1。微模制法需要一组微模具。在此情况下,光纤槽 54 和光纤槽 54 末端的反射表面 11 可通过一组包含 18 个边缘的微模具(图 22a)实现,每一个边缘具有图 6b 中所示的几何形状。同样,中心矩形通道可通过由用于制造扭动轴 4 的设备制造的矩形断面轴模制。为了组件方便起见,可早先使扫描头 1 具有图 22c 所示的几何形状。扫描头 1 的过量部分将提供引导且有助于光纤 8 的对准。可使用 UV 胶粘剂固定光纤 8 的位置。组装光纤 8 后,可切除扫描头 1 的过量部分。

在另一实施例中,激光束在微反射镜 210 表面上的至少 3 个不同位置处进行加热,微反射镜 210 以盘状依次展示于图 23-25 中。微反射镜 210 将提供对应于这种不对称加热过程的摆动且可以摇摆方式使入射光(不是加热激光)重定向。

需要时,加热过程对应于微反射镜 210 的转动周期。

微反射镜 210 包含两层:第一层 212 和第二层 214(图 23)。通过应用激光,这两层中的至少一层可产生结构变形(收缩或膨胀)。如果情况是这两层都可因激光而变形,那么这两层对同一激光的敏感性应经设定为彼此不同。图 24 展示微反射镜 210 的透视图。

当用激光束照射微反射镜 210 时,层中将存在膨胀或收缩。因为层中的膨胀或收缩具有不同的程度(仅一层变形或两层以不同程度变形),所以整个微反射镜 210 的结构将扭曲。

举例来说,图 25 中,当用激光束照射经圆盘标记的部分时,产生如图 26 所示的变形。

第一层 212 和第二层 214 的材料可为金属或光敏聚合物。

在金属层的情况中,举例来说,第一层 212 是多晶硅且第二层 214 是金。层内的膨胀或收缩机理是热膨胀。金属将吸收激光束的能量且被加热。归因于这两层的不同热膨胀系数,结构将扭曲或弯曲。如图 26 所示,这将导致使反射镜转动。

在光敏聚合物、例如液晶材料的情况下,层内部膨胀或收缩的机理是材料的相变。

在激光束照射下，聚合材料的分子将经历相变，其中材料的化学结构变形且发生结构变形。接着，类似于金属层的情况，这两层的变形程度不同，且微反射镜 210 的结构中将存在扭曲或弯曲效应，且获得图 26 中的效应。

当通过使用激光能量使结构扭曲或弯曲时，可使图 24 中所示的反射镜表面倾斜到特定方向。因此，可通过控制激光能量的输入来控制微反射镜 210 的方向。

控制激光应用的方法是选择微反射镜 210 上由激光束照射的位置且控制激光强度。通过控制位置，可控制反射镜的倾斜方向；且通过控制强度，可控制微反射镜 210 的倾斜角度。

参考图 25 和图 26，通过连续改变激光照射位置（图 27），可连续改变微反射镜 210 的倾斜方向（图 28）。也就是说，可通过改变激光照射的位置来转动微反射镜 210。

这就是激光致动式微反射镜 210 转动的机理。

就整个 OCT 系统的组装而言（图 29），将微反射镜 210 安装在与探针覆盖层的尖端连接的基底 21b 上。光纤与反射镜之间不存在目标。用于引导检测光的光纤 1 为 OCT 探针的其它实施例中所使用的相同光纤。由微反射镜 210 的倾斜表面使检测光重定向，如此其可借助于倾斜和转动反射镜来扫描四周。光纤 2 用于引导致动激光。如图所示，需要至少 3 根光纤 2。如图 27 和图 28 所示，光纤 2 又发射激光，如此其可产生连续倾斜效应。

激光致动式 OCT 探针的其它特征与在其它实施例中所述的特征相同。举例来说，将所述光纤和光纤 2 安置在光纤轴固持器 3 中。

在由所属领域的技术人员所熟知的半导体技术制造反射镜后，使其形成于衬底（通常硅衬底）上。衬底材料形成基底。然后，用切丁机从负载来自衬底的反射镜的基底上切下一小块。将小块由胶粘剂（例如 EPOXY）安装在尖头的末端。

在这一实施例中，仅一根光纤 1 就足以传输检测光。操作期间，实现检测激光的圆形扫描分布。在这一实施例中，如图 30 中所说明，检测激光的中心并不在反射镜的中心。实情为，下列参数保持不变：（1） d ，反射镜中心与检测光的轴之间的距离。（2） α ，反射镜面与检测光的轴之间的角度。将开环系统用于位置反馈以适当安排来自 3 根光纤 2 的激光功率的周期性变化以实现恒定的 α 和 d 。

位置控制比单光纤 2 致动复杂。微反射镜 210 尤其需要一段时间来机械回应来自光纤 2 的激光能量。虽然已知光纤 2 何时发射激光功率和其中的哪一根发射激光功率，但不能保证反射镜面信息的确切方向。

实际上未必需要反射镜的绝对位置。实情为，使用速度控制来控制扫描镜的转动。

举例来说，在由从外部转动的传输电缆驱动的反光镜情况下，反光镜的精确位置（归因于电缆的弹性，其可受电缆传输延迟的影响）并不重要；控制反光镜的转动周期，如此知道反光镜的“相对位置”。从反射检测激光接收连续数据流后，通过简单地匹配数据列与转动周期来构建血管的横截面图像。

在这一实施例中，操作将类似。不同的是微反射镜 210 不是由旋转器而是由 3 根双压电晶片热致变形臂（bimorph heat-deformable cantilever beam）致动。这使得控制变得更复杂。如果在某一时刻仅光纤 2 中的一根发射，那么如果反光镜不可能扫描所需的圆形分布，那么结果将相差。实情为，需要 3 根光纤 2 一起以不同功率发射以同时使 3 根臂以不同状态弯曲来匹配圆形扫描分布。3 根臂由 3 根光纤 2 个别致动，如此其与在血管壁上实现圆形扫描分布的特定弯曲图案相互作用。

在关于微反射镜 210 的替代实施例中，使光纤 1 和光纤 2 反向，因此复能量是来自优选沿管中心轴安置的单光纤 2。在管周围安置多根光纤 1。当微反射镜 210 受到来自光纤 2 的激光束照射时，激光能量致使反光镜弯曲。通过改变激光强度或使激光脉冲，可使连线探针尖头与其所附着的物体的微反射镜 210 往复移动地运动，且从而也使多根用于扫描所论的患者的区域内部的光纤 1 运动。

热膨胀材料度上 100℃ 时通常可产生约 5% 的伸长率。OCT 内部的材料长度最初是 20 mm，因此，可产生 1 mm 的热伸长。包括光敏聚合物和形状记忆聚合物的聚合物能够产生大于 100% 的光致伸长率或收缩率。OCT 内部的材料最初是 1 mm，因此，可再产生 1 mm 的热伸长。

一 来说：

光学层析成像仪器可由光谱分辨带宽详细说明，光谱分辨带宽等同于光谱可分辨单元的数目。各光谱可分辨单元具有宽度 $\delta\nu$ ，如此可由仪器分辨的单元的数目为 $N_{\text{仪器}} = \Delta\nu/\delta\nu$ ，其中 $\Delta\nu$ 为源光可利用的光学带宽。光学层析成像仪器可分辨的时延（group-time delay）的范围由下式给出： $\Delta\tau_{\text{仪器}} = 1/\delta\nu$ 。光学层析成像仪器可分辨的最小可分辨时延为 $\Delta\tau_{\text{相干}} = 1/\Delta\nu$ 。光学层析成像仪器可分辨的光谱可分辨单元的数目由下式给出： $N_{\text{仪器}} = \Delta\tau_{\text{仪器}}/\Delta\tau_{\text{相干}}$ 。

对进入正成像的目标的 1 个 OCT A-扫描来说，光谱可分辨单元的数目的要求为： $N_{\text{A-扫描}} = \Delta z/L_c$ ， $L_c \sim c_g/\Delta\nu$ ， Δz = 成像深度， L_c （相干长度）且 c_g 为目标中光的速度（group velocity）。

$$N_{\text{A-扫描}} = \Delta\tau_{\text{A-扫描}} \Delta\nu$$

其中 $\Delta\tau_{\text{A-扫描}} = \Delta z/c_g$ 为光从目标的最表层位置和最深位置（成像）传的往返传

时间。

对一些光学层析成像仪器（例如，使用窄线宽可调谐激光源或高分辨率分光计的仪器）来说，

$$N_{\text{仪器}}/N_{\text{A-扫描}} = \Delta\tau_{\text{仪器}}/\Delta\tau_{\text{A-扫描}} = \Delta\nu/\delta\nu \gg 1$$

可以 种方式说明上述条件：a) 仪器的光谱可分辨单元的数目 ($N_{\text{仪器}}$) 比一个 A-扫描 ($N_{\text{A-扫描}}$) 所需的数目大得多；2) 仪器能够分辨的 时延的范围 ($\Delta\tau_{\text{仪器}}$) 比单个 A-扫描的 时延大得多 ($\Delta\tau_{\text{A-扫描}}$)；3) 源光的可利用光学带宽 ($\Delta\nu$) 比仪器的各可分辨单元的光谱宽度 ($\delta\nu$) 大得多。

因为仪器可分辨比一个 A-扫描所需的单元多得多的单元，所以此处提供可有效利用携带光学层析成像仪器所提供的容量(带宽)的信息的多路技术(multiplexing technique)。

所使用的多路技术的选择标准可部分由如下比率得出： $N_{\text{仪器}}/N_{\text{A-扫描}} = \Delta\tau_{\text{仪器}}/\Delta\tau_{\text{A-扫描}} = \Delta\nu/\delta\nu$ 。更大的比率提供可能多路技术的更广 选择和更多的可复用的 选区域（偏振、空间、角度、时间）。此外，将光谱信息复用到仅一个区域（例如，空间）并不是 一 想的方法。通常，可将其它光谱信息分解成多个区域（例如，偏振和空间）。

特定 行过程：

A. 偏振：利用图 31 所指示的系统，可使用其他光谱单元在偏振域中记录信息。将至少两个在 加球 (Poincare sphere) 上相隔 90° 的入射偏振态输入干涉仪中。将从诸如血管壁或神经纤维层的样品反射的光的偏振信号与诸如斑块或患病神经纤维层的材料的已知偏振信号相比较。然后鉴别反射光且从而鉴别反射其的材料。可使用 PCT 专利 请案第 PCT/US2004/012773 号中所描述的光纤传送系统，所述 请案以引用的方式并入本文中。

使用 勒矩阵 (Mueller matrices) 或光谱分辨 斯算法 (spectrally-resolved Jones calculus) 描述这一方法的操作理论。通过在谱域光学相干层析成像 (SD-OCT) 仪器的检测路径中插入 FOSPI，无需在干涉仪的参考/样品/检测路径中使用任何其它偏振控制组件且无需事先了解入射到样品上的光的偏振态，即可获得试样的特定深度处反向散射的光的全 斯 斯参数 (Stokes parameter)。在这一构造中，两个因子决定光谱调变。一个是由 用路径 SDOCT 引入的参考与样品表面之间的光程长的差 ($\Delta(v)$) 且另一个是由 FOSPI 中的延迟器系统产生的相延迟 ($\Phi_1(v)$) 和 ($\Phi_2(v)$)。因此，延时域中所 现的单通道偏振敏感 (PS) SD-OCT 的输出是 FOSPI 的输出和 SD-OCT 的输出的卷积。

干涉仪输出端处的光的斯 斯参数 (Stokes parameter) 为

$$S_i = S_{i,1} + S_{i,2} + S_{i,i}$$

其中，前两 分别为来自参考和样品路径的光的斯 斯参数且最后一 为干涉的基值。考虑具有相延迟 δ 且快轴定向在角度 α 的双折射样品。然后，用来自参考 $S_{0,1}$ 、 $S_{1,1}$ 、 $S_{2,1}$ 、 $S_{3,1}$ 的光的斯 斯参数计算来自样品 ($S_{i,2}$) 和干涉 ($S_{i,i}$) 的光的斯 斯参数。

$$\begin{aligned} S_{0,2} &= r_s^2 S_{0,1} \\ S_{1,2} &= r_s^2 (\cos^2 2\alpha + \cos \delta \sin^2 2\alpha) S_{1,1} + r_s^2 (1 - \cos \delta) \sin 2\alpha \cos 2\alpha S_{2,1} - r_s^2 \sin \delta \sin 2\alpha S_{3,1} \\ S_{2,2} &= r_s^2 (1 - \cos \delta) \sin 2\alpha \cos 2\alpha S_{1,1} - r_s^2 (\sin^2 2\alpha + \cos \delta \cos^2 2\alpha) S_{2,1} + r_s^2 \sin \delta \sin 2\alpha S_{3,1} \\ S_{3,2} &= r_s^2 \sin \delta \sin 2\alpha S_{1,1} - r_s^2 \sin \delta \cos 2\alpha S_{2,1} + r_s^2 \cos \delta S_{3,1} \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} S_{0,i} &= 2r_s \cos \Delta \cos \frac{\delta}{2} S_{0,1} + 2r_s \sin \Delta \sin \frac{\delta}{2} (\cos 2\alpha S_{1,1} + \sin 2\alpha S_{2,1}) \\ S_{1,i} &= 2r_s \cos \Delta (\cos \frac{\delta}{2} S_{1,1} - \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha S_{3,1}) + 2r_s \sin \Delta \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{0,1} \\ S_{2,i} &= 2r_s \cos \Delta (\cos \frac{\delta}{2} S_{2,1} + \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha S_{3,1}) + 2r_s \sin \Delta \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{0,1} \\ S_{3,i} &= 2r_s \cos \Delta (\sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha S_{1,1} - \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{2,1} + \cos \frac{\delta}{2} S_{3,1}) \end{aligned} \quad (2)$$

其中 r_s 为样品的反射系数和 Δ 为样品与参考路径的光程长的差。此处，包括 Δ 的角 数的各 表示来自参考的光与来自样品路径的光之间的干涉。

那么，对干涉信号来说，自穿过用于双折射样品的 FOSPI 的 SDOCT 所测量的强度为

$$\begin{aligned}
I_{out,i}(v) = & r_s \cos \Delta \cos \frac{\delta}{2} S_{0,1} + r_s \sin \Delta \sin \frac{\delta}{2} (\cos 2\alpha S_{1,1} + \sin 2\alpha S_{2,1}) \\
& + \frac{1}{2} r_s \left[\left(\cos \frac{\delta}{2} S_{1,1} - \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha S_{3,1} \right) \cos(\Delta - \varphi_2) + \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{0,1} \sin(\Delta - \varphi_2) \right] \\
& + \frac{1}{2} r_s \left[\left(\cos \frac{\delta}{2} S_{1,1} - \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha S_{3,1} \right) \cos(\Delta + \varphi_2) + \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{0,1} \sin(\Delta + \varphi_2) \right] \\
& + \frac{1}{4} r_s \left[\left(\cos \frac{\delta}{2} S_{2,1} \quad \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{3,1} \right) \cos(\Delta - \varphi_2 + \varphi_1) \right. \\
& \quad \left. + \left\{ \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha (S_{0,1} + S_{1,1}) - \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{2,1} + \cos \frac{\delta}{2} S_{3,1} \right\} \sin(\Delta - \varphi_2 + \varphi_1) \right] \\
& + \frac{1}{4} r_s \left[\left(\cos \frac{\delta}{2} S_{2,1} + \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{3,1} \right) \cos(\Delta + \varphi_2 - \varphi_1) \right. \\
& \quad \left. + \left\{ \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha (S_{0,1} - S_{1,1}) + \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{2,1} - \cos \frac{\delta}{2} S_{3,1} \right\} \sin(\Delta + \varphi_2 - \varphi_1) \right] \\
& - \frac{1}{4} r_s \left[\left(\cos \frac{\delta}{2} S_{2,1} + \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{3,1} \right) \cos(\Delta - \varphi_2 - \varphi_1) \right. \\
& \quad \left. + \left\{ \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha (S_{0,1} + S_{1,1}) + \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{2,1} - \cos \frac{\delta}{2} S_{3,1} \right\} \sin(\Delta - \varphi_2 - \varphi_1) \right] \\
& - \frac{1}{4} r_s \left[\left(\cos \frac{\delta}{2} S_{2,1} + \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{3,1} \right) \cos(\Delta + \varphi_2 + \varphi_1) \right. \\
& \quad \left. + \left\{ \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha (S_{0,1} + S_{1,1}) - \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{2,1} + \cos \frac{\delta}{2} S_{3,1} \right\} \sin(\Delta + \varphi_2 + \varphi_1) \right] \quad (3)
\end{aligned}$$

等式(3)的 变换(Fourier transform)给出数个以分别以 Δ 、 $\Delta \pm \Phi 2$ 、 $\Delta \pm (\Phi 2 - \Phi 1)$ 、 $\Delta \pm (\Phi 2 + \Phi 1)$ 为中心的正光程差区域表示的部分。各部分的 逆变换如下所示。

$$\Delta : \frac{1}{2} r_s e^{i\Delta} \left\{ \cos \frac{\delta}{2} S_{0,1} - i \sin \frac{\delta}{2} (\cos 2\alpha S_{1,1} + \sin 2\alpha S_{2,1}) \right\} \quad (4)$$

$$\Delta + \varphi_2 : \frac{1}{4} r_s e^{i\varphi_2} e^{i\Delta} \left\{ \left(\cos \frac{\delta}{2} S_{1,1} - \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha S_{3,1} \right) - i \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{0,1} \right\} \quad (5)$$

$$\begin{aligned}
\Delta + \varphi_2 - \varphi_1 : \frac{1}{8} r_s e^{i(\varphi_2 - \varphi_1)} e^{i\Delta} & \left[\left(\cos \frac{\delta}{2} S_{2,1} + \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{3,1} \right) \right. \\
& \left. - i \left\{ \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha (S_{0,1} - S_{1,1}) + \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{2,1} - \cos \frac{\delta}{2} S_{3,1} \right\} \right] \quad (6)
\end{aligned}$$

$$\Delta + \varphi_2 + \varphi_1 : -\frac{1}{8}r_s e^{i(\varphi_2 + \varphi_1)} e^{i\Delta} \left[\left(\cos \frac{\delta}{2} S_{2,1} + \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{3,1} \right) - i \left\{ \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha (S_{0,1} + S_{1,1}) - \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{2,1} + \cos \frac{\delta}{2} S_{3,1} \right\} \right] \quad (7)$$

与等式 (2) 相比较, 等式 (4) 的实部给出 $S_{0,i}/4$ 且等式 (5) 的实部在相移 $-\Phi_2$ 后给出 $S_{1,i}/8$ 。同样地, 可分别通过在使 (6) 和 (7) 适当相移 $-(\Phi_2 - \Phi_1)$ 和 $-(\Phi_2 + \Phi_1)$ 后, 提 (6) 减去 (7) 的差的实部和 (6) 与 (7) 的和的 部来获得 $S_{2,i}/8$ 和 $S_{3,i}/8$ 。此外, 归因于样品的双折射, 简单的算术即给出相延迟 δ , 而无需了解入射偏振态。在相移 $-\Delta$ 、 $-(\Delta + \Phi_2)$ 、 $-(\Delta + \Phi_2 - \Phi_1)$ 和 $-(\Delta + \Phi_2 + \Phi_1)$ 后, (4) 的实部、(5) 的 部、(6) 减去 (7) 的差的部分分别为

$$\frac{1}{2}r_s \cos \frac{\delta}{2} S_{0,1} \quad (8)$$

$$-\frac{1}{4}r_s \sin \frac{\delta}{2} \cos 2\alpha S_{0,1} \quad (9)$$

$$-\frac{1}{4}r_s \sin \frac{\delta}{2} \sin 2\alpha S_{0,1} \quad (10)$$

使用 角恒等式可获得如下等式:

$$\tan \frac{\delta}{2} = \frac{2\sqrt{(9)^2 + (10)^2}}{(8)} \quad (11)$$

通过使用上述等式, 由玻璃 的背面与双折射样品的背面之间的干涉估算归因于双折射样品的双折射 [图 36] 和快轴角 [图 37] 的相延迟。对这一测量来说, 使双折射样品以 5° 的增量从 0° 转动到 90° 。所估算的单程相延迟 $34.06^\circ \pm 2.68^\circ$ 与由制造 的说明所推论出的值 (31.4°) 一致。所估算的快轴角展示于图 4(b) 中且相对于双折射样品的方向 图。

结果展示偏振复用的实用证明。

B. 空间或侧位: 利用如下所指示的系统, 可使用其它光谱单元在空间或侧位域中记

录信息。

1. 现有多光纤方法：(如上所述)

2. 空间扫描光：

利用 PCT 专利 请案第 PCT/US2004/012773 号所述的系统在图 32 中描 以光纤为基础的 空间多路扫描源 OCT (SM-SS-OCT) 系统的实验设置的示意图，所述 请案以引用的方式并入本文中，其中对各位置来说 部优选转动至少 100 次。

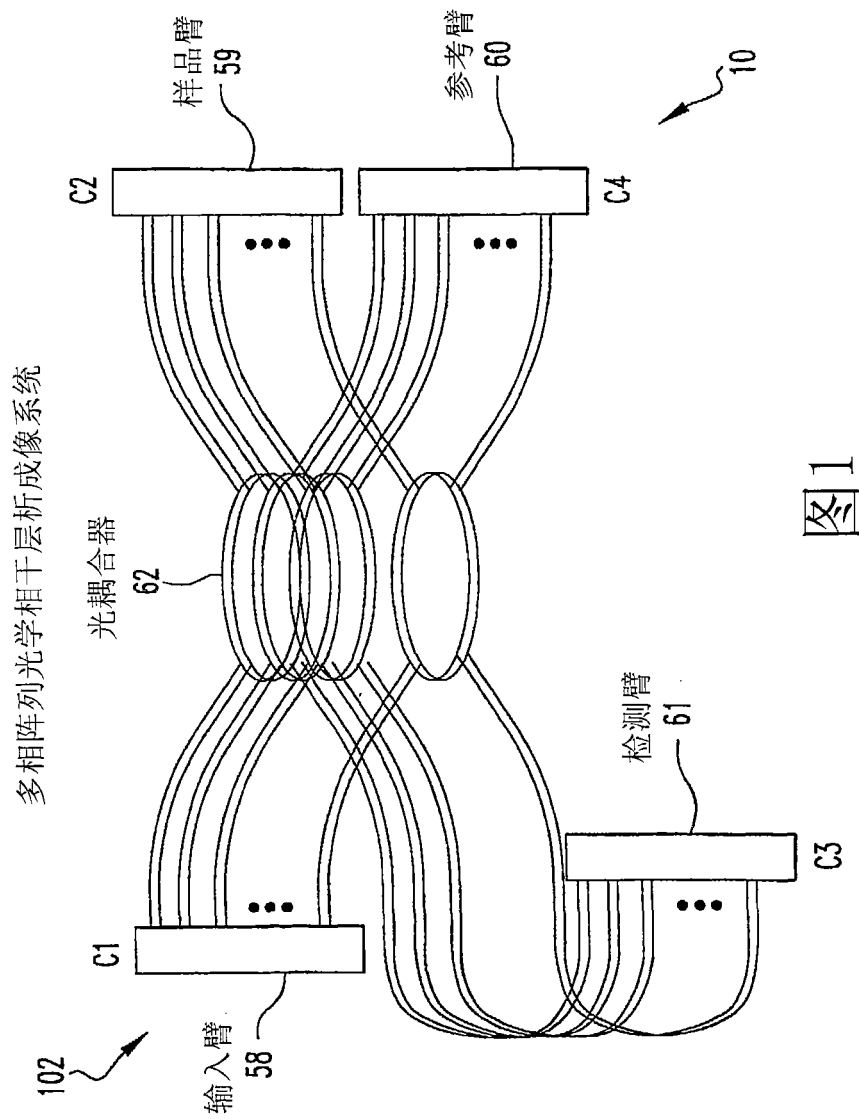
使用具有指定为 150 KHz 的 FWHM 光谱线宽度的在 1520-1620 nm ($\lambda_0=1570$ nm) 波长范围内操作的可调谐激光和光谱分析器 (TLSA 1000, Precision Photonics, Inc.) 作为照明源，且使其装备有光学隔离器以保 激光 受 性反射影 。使激光输出耦合于 2×2 以光纤为基础的耦合器 (干涉仪) 的一个臂中。50%-50%耦合器使这一光束分裂为两个几 相同的部分，分别用于参考臂和样品臂中。参考臂具有固定光程长且简单地由固定的反射镜组成，反射镜将入射其上的所有光反射返回到以光纤为基础的耦合器中。使从干涉仪的样品臂射出的光准直且由扫描电流计和聚焦透镜扫描整个样品。使用扫描电流计和聚焦透镜快速扫描组织的侧位。TLSA 1000 在约 1 秒内完成一次完全波长扫描。在此时间内， 制程 使电流计将组织的所有侧位扫描数百次。从样品返回的光与来自固定参考的光在以光纤为基础的干涉仪中干涉且由位于系统的检测臂中的光检测器检测所得光谱干涉信号 (归因于样品与参考反射之间的光程长变化)。将电输出数字化且各 A 线光谱数据的非均一 变换 (NUFT) 产生样品反射率的深度分布图。图 34 和 35 是用空间多路 OCT 系统记录的 100 微米厚载片的图像。图像是相同目标 (显微镜盖玻片) 的图像，只不过对一 图像 (图 34) 来说，从样品返回的光的强度是以线性度展示，而在另一 图像 (图 35) 中则是以强度的对数展示。

C. 角度：利用图 33 所指示的系统，可使用其它光谱单元在角度域中记录信息。

图 33 描 多光纤角度域 OCT 系统。将扫描源 A 的输出通过分路器 B 分成 n 根光纤。使穿过 环器 C 的光准直，通过透镜聚焦，与组织接 ，且然后反射到多根光纤的任一根中。将各路径的参考反射器引入各光纤区段中。举例来说，可将参考反射器定位在各光纤区段的末端。对各第 i 个输入光纤区段来说，从组织反向散射且进入第 j 个光纤的光与来自第 j 个光纤的参考反射形成干涉。对 N 根光纤来说，形成 N^2 条干涉条纹，各对应于入射角 (α_i) 和反向散射角度 (β_i)。然后，使谱域内的光强度通过光接收器转化为电压，电压输出到 ADC 板，ADC 板由计算机 。这一系统提供输入或输出试样的离散光程的相敏角度分辨图像。使用空间-空间频率转换 (例如，二维 变换)，可以 波长分辨率使侧位结构成像。

D. 空间-角度组合（例如 x 维空间， y 维角度）：可组合空间和角度的维数以形成使用空间与角度的其它光谱单元图像的系统。举例来说，可使用其它光谱单元以一维（例如 x ）记录位置信息且以正 维（ y ）记录角度信息。

虽然出于说明的目的，已在上述实施例中详细描述本发明，但应理解所述细 仅仅出于说明的目的且在不 离可由下列权利要求 描述的本发明的精神和范围的情况下，所属领域的技术人员可对本发明进行变化。



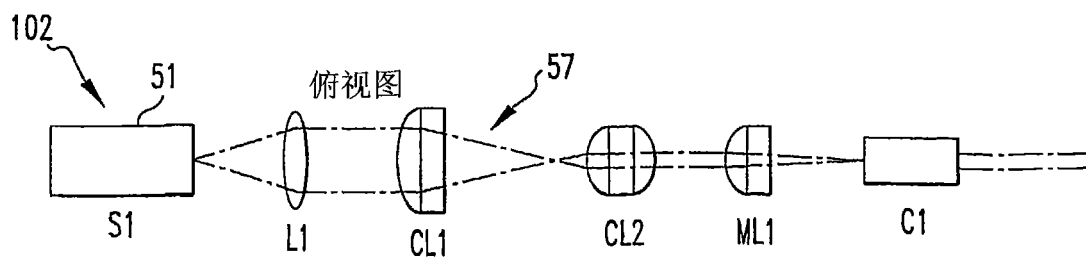
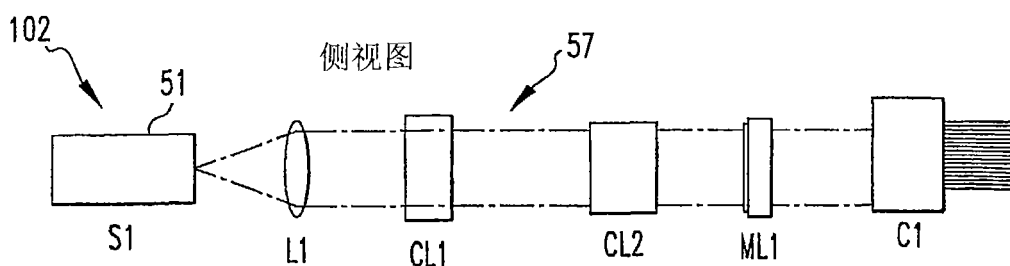
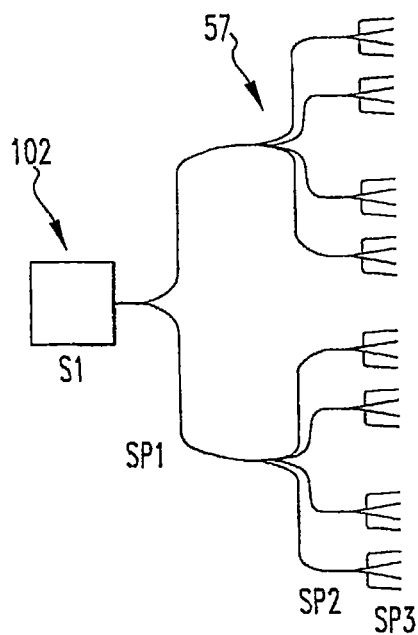


图2



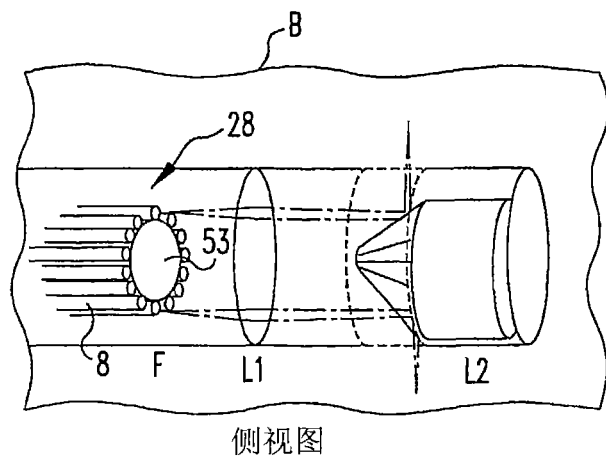
S1: 宽带低相干光源
 C1: 连接器1
 L1: 圆形透镜
 CL1、CL2: 圆柱形透镜
 ML1: 微透镜阵列

图3



S1: 宽带低相干光源
 SP1: 以光纤为基础的分光器 (1×2)
 SP2、SP3: 以光纤为基础

图4



F: 光纤阵列尖头
L1: 聚焦透镜
L2: 锥透镜
B: 泡沫

图5

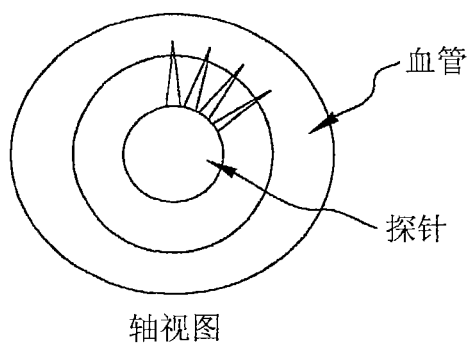


图6



图7

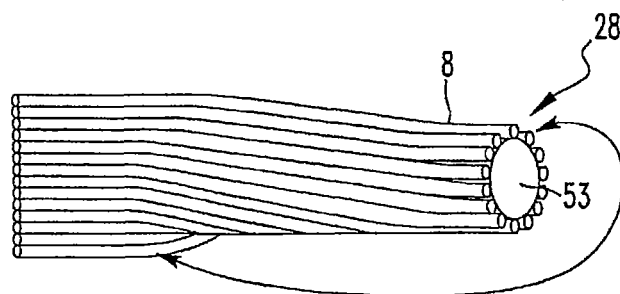


图8

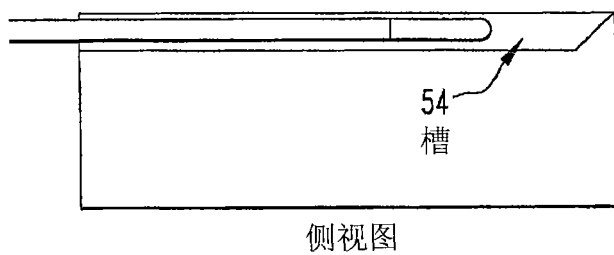
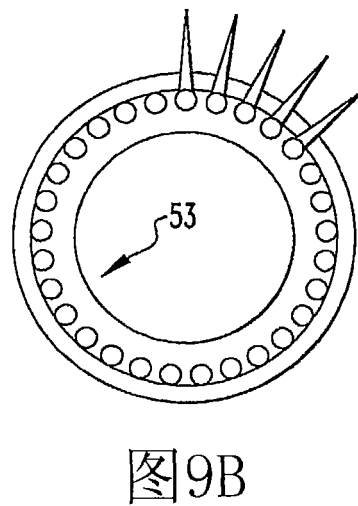
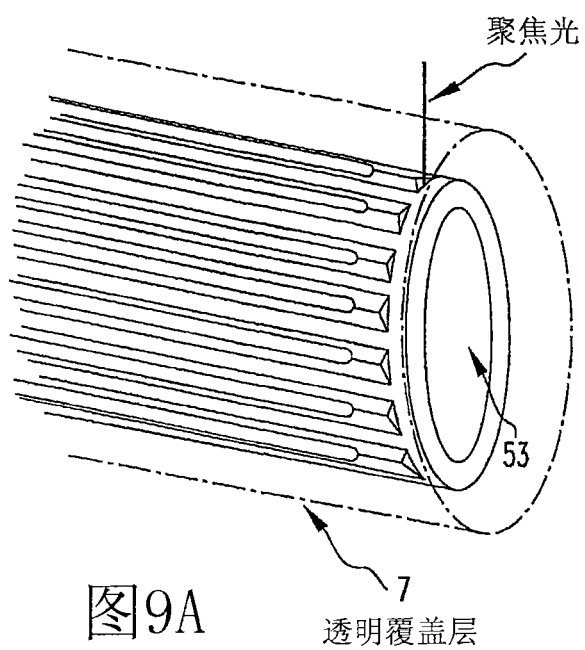


图10

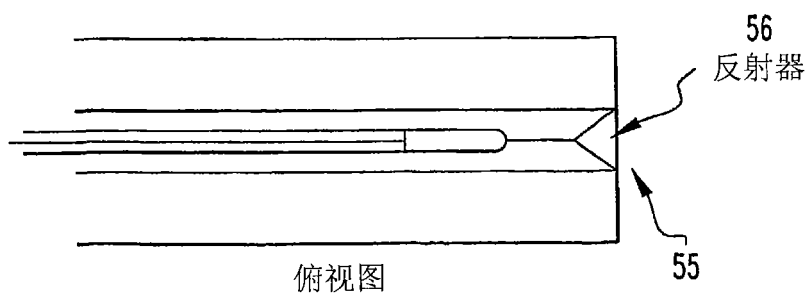


图11

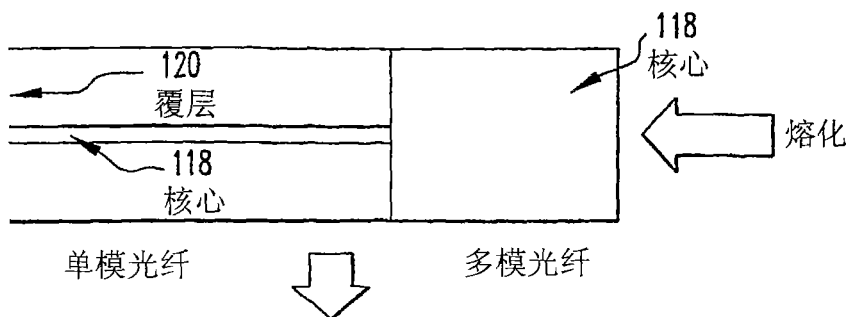


图12

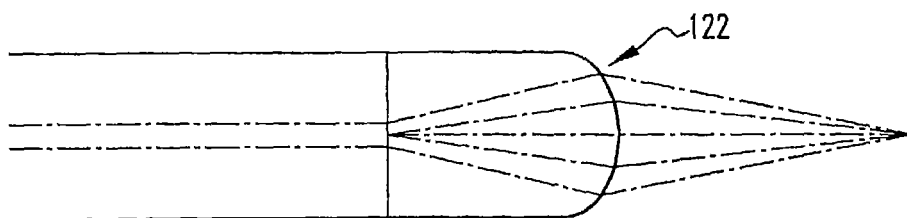


图13

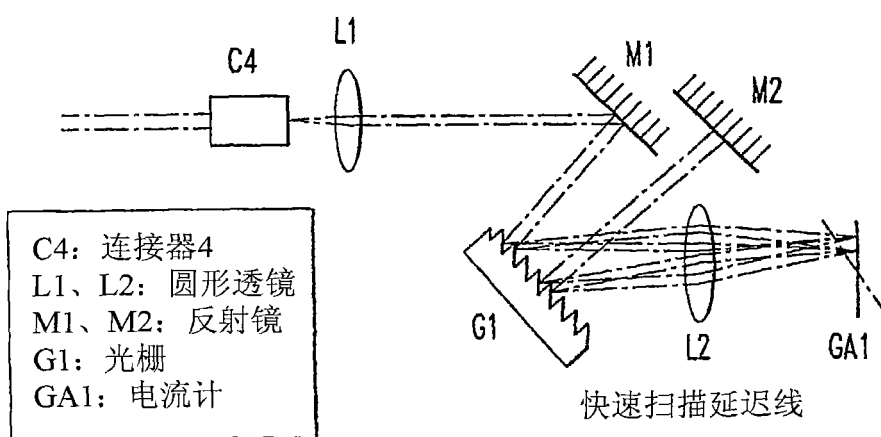


图14

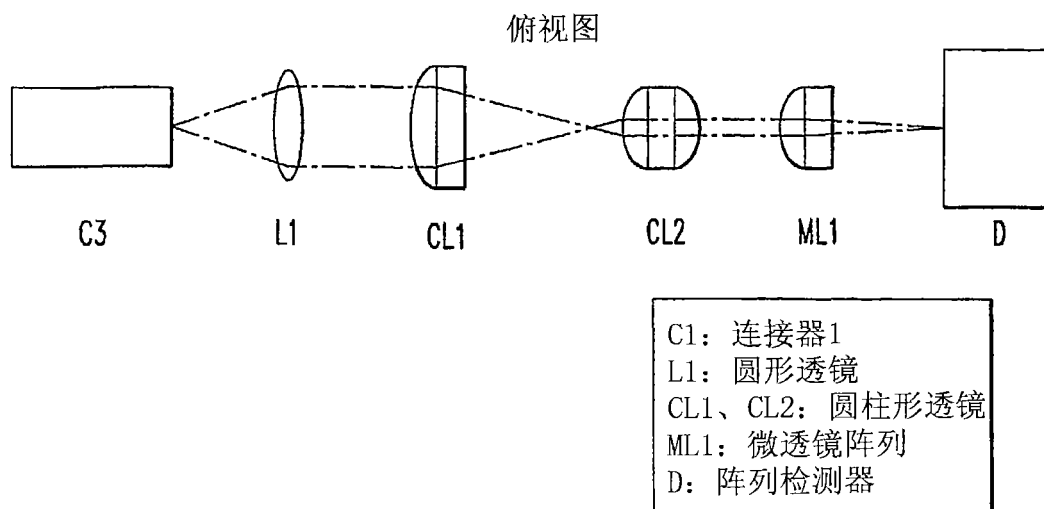


图15

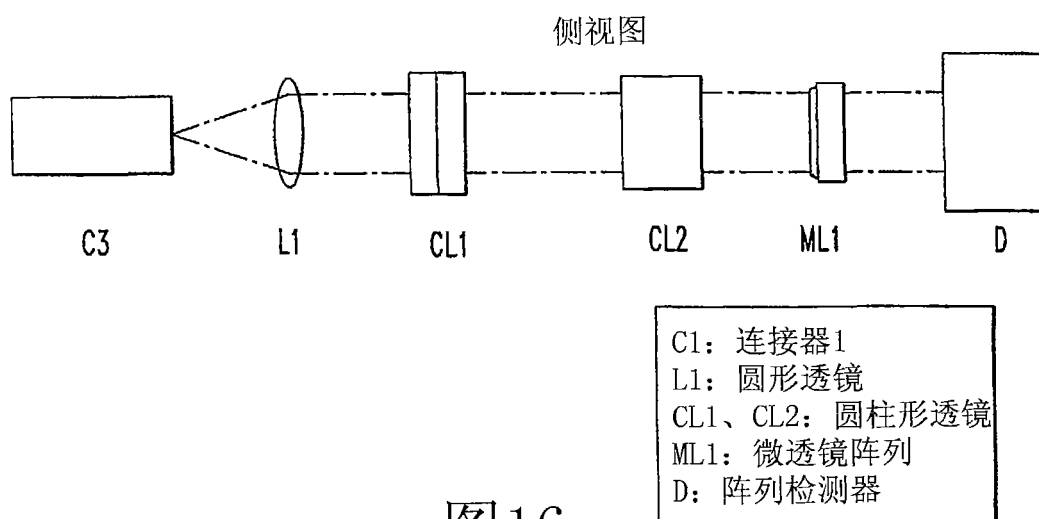


图16

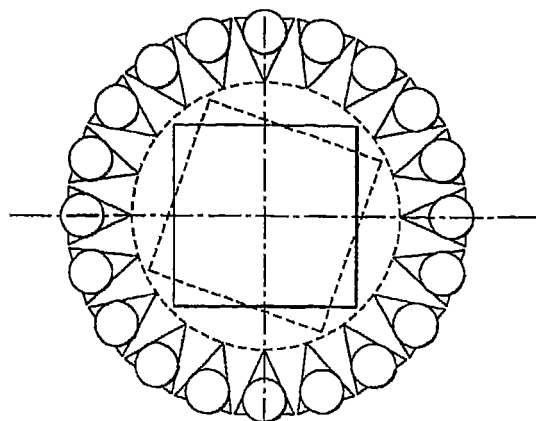


图17A

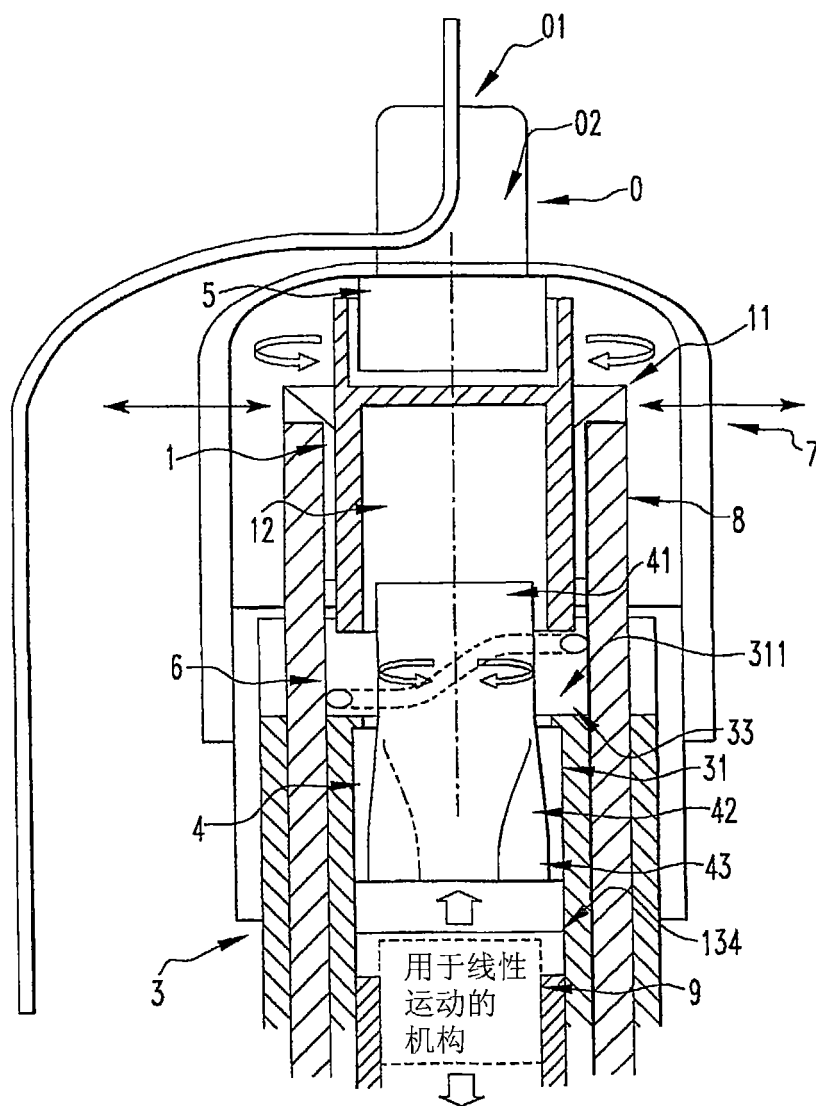


图17

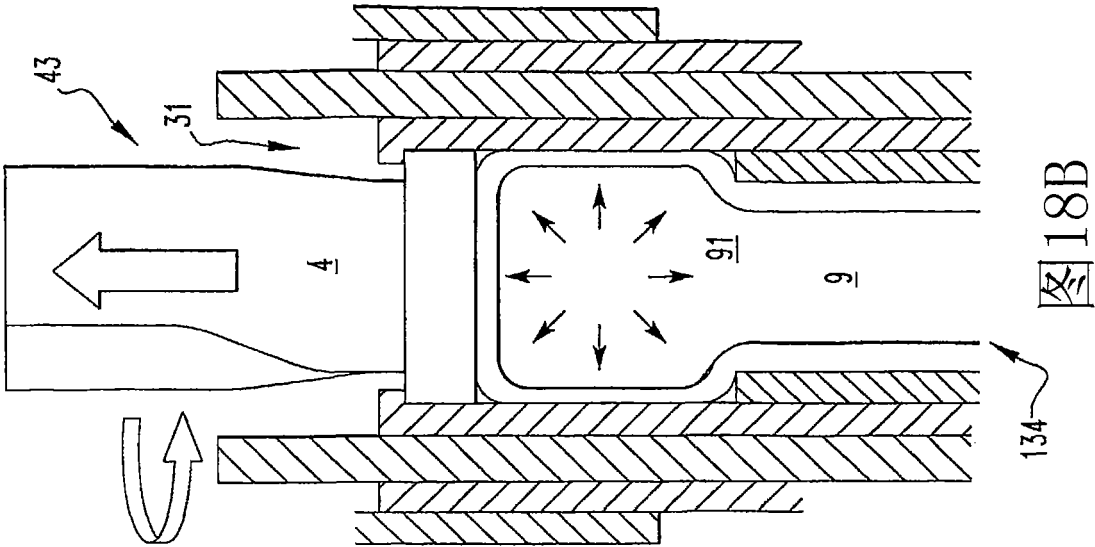


图18B

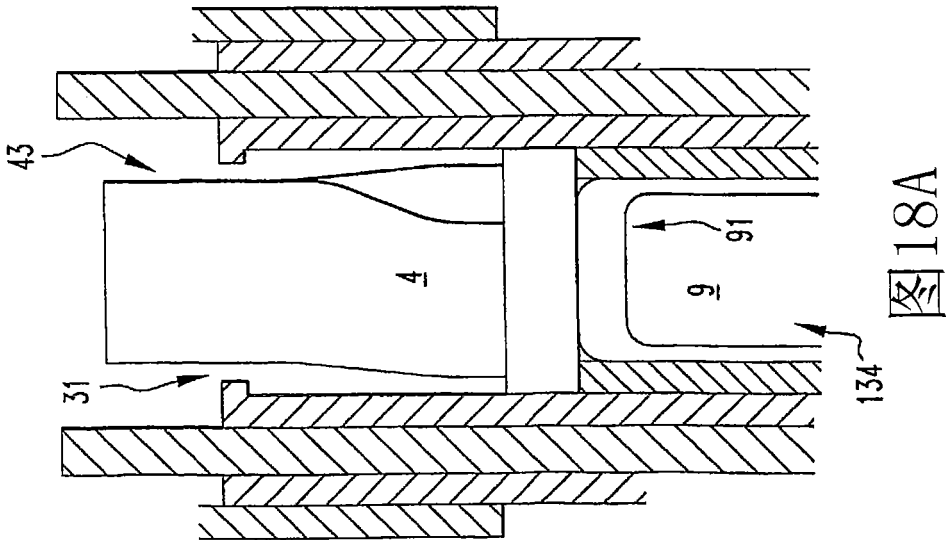
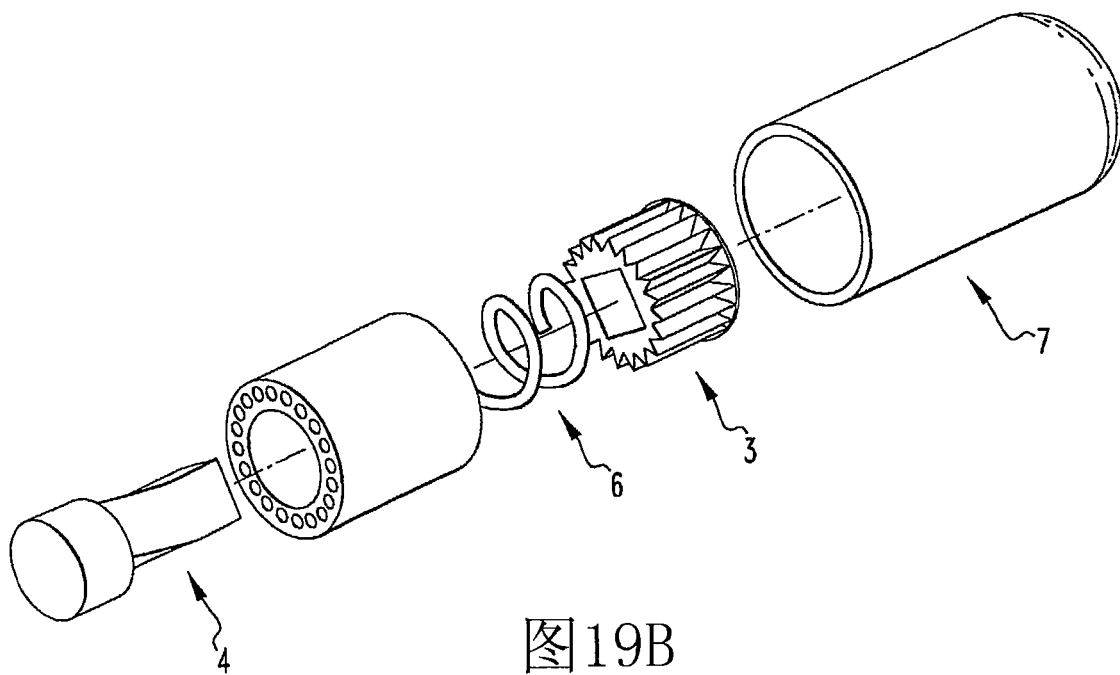
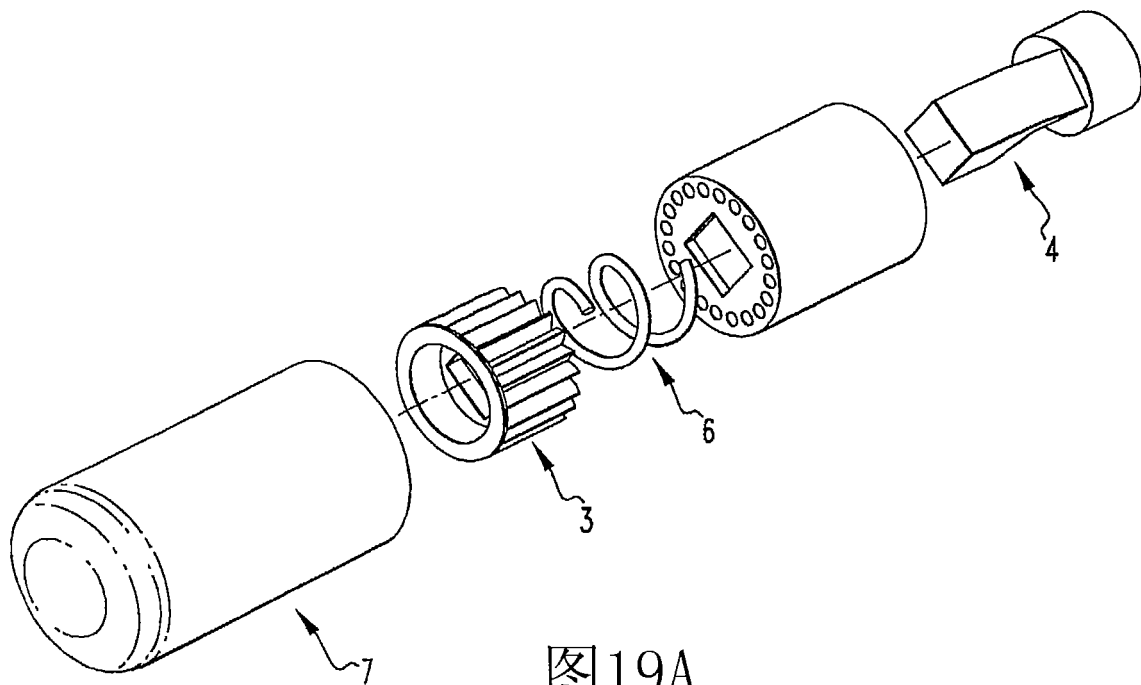


图18A



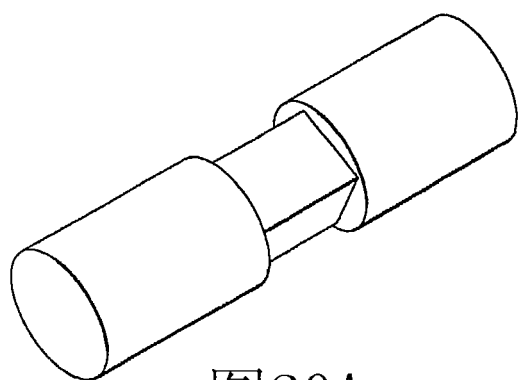


图20A

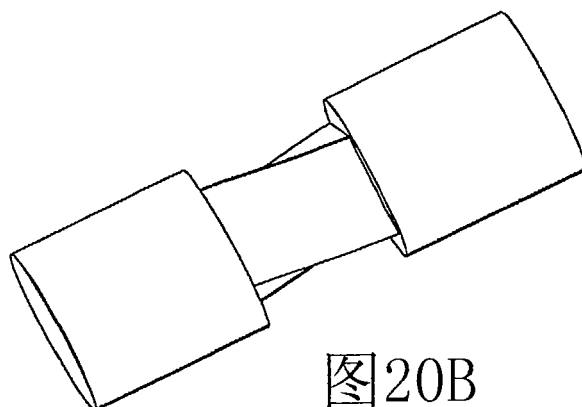


图20B

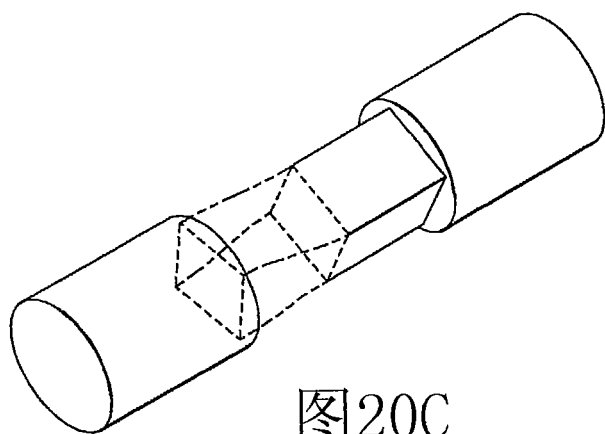


图20C

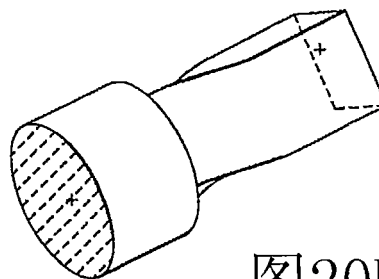


图20D

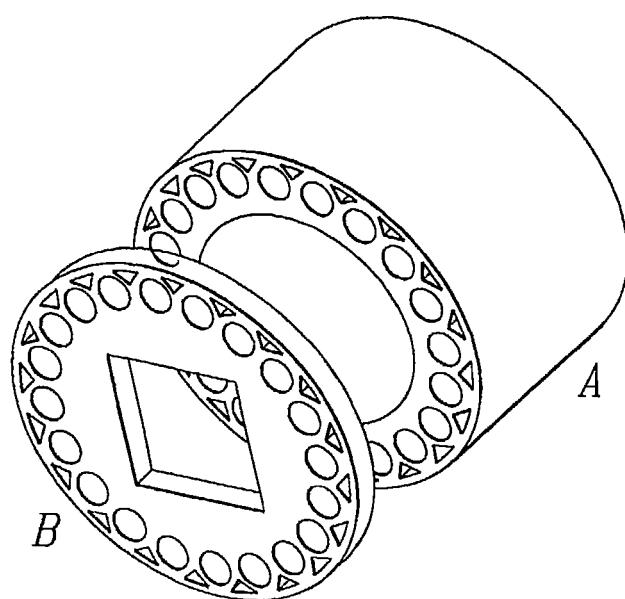


图21A

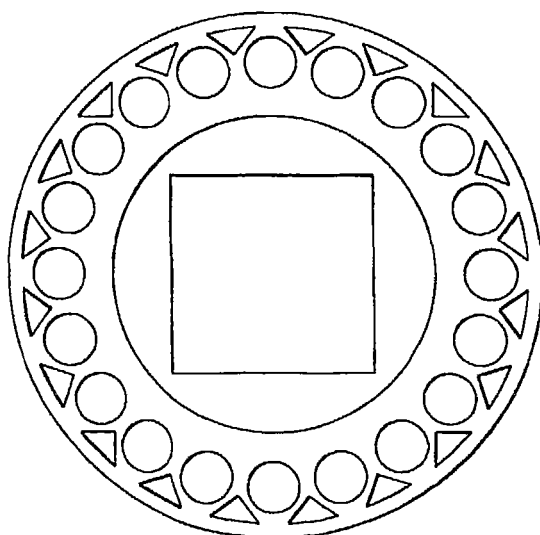


图21B

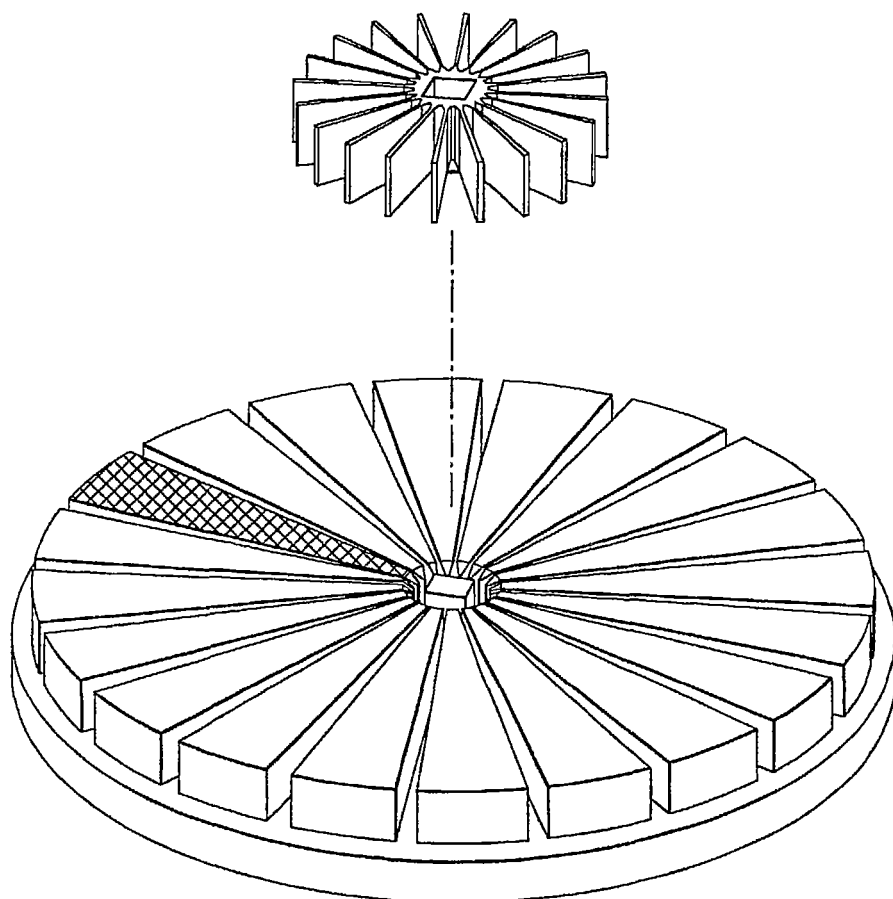


图22A

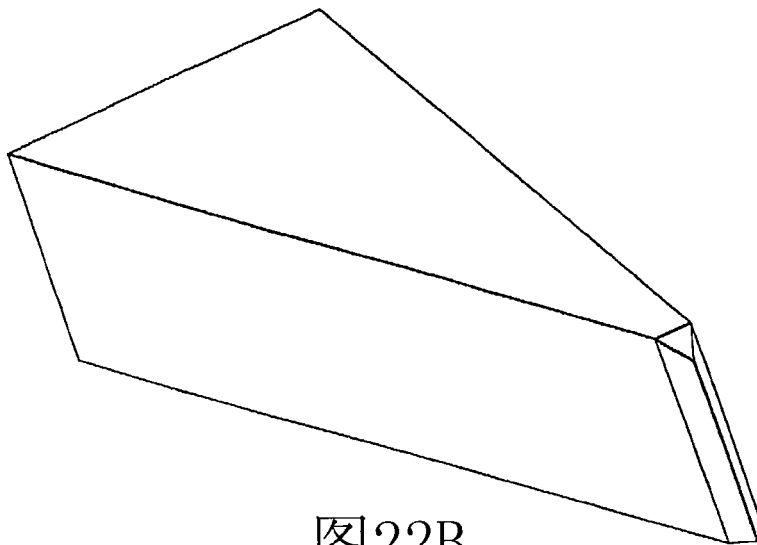


图22B

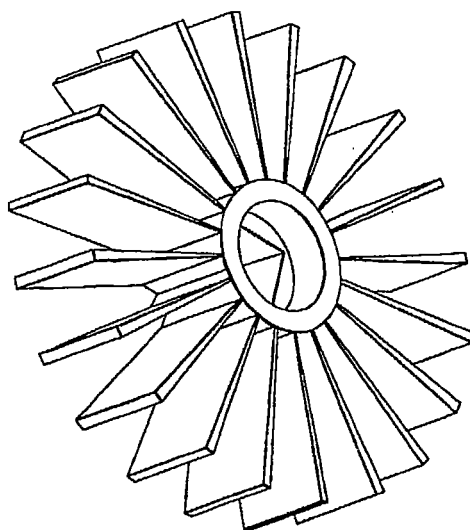


图22C

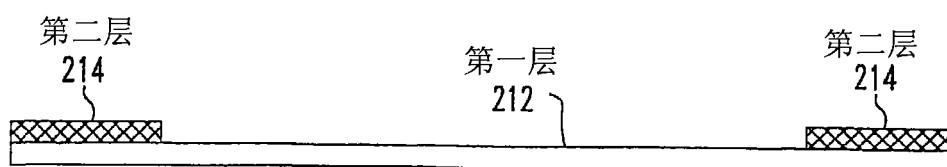


图23

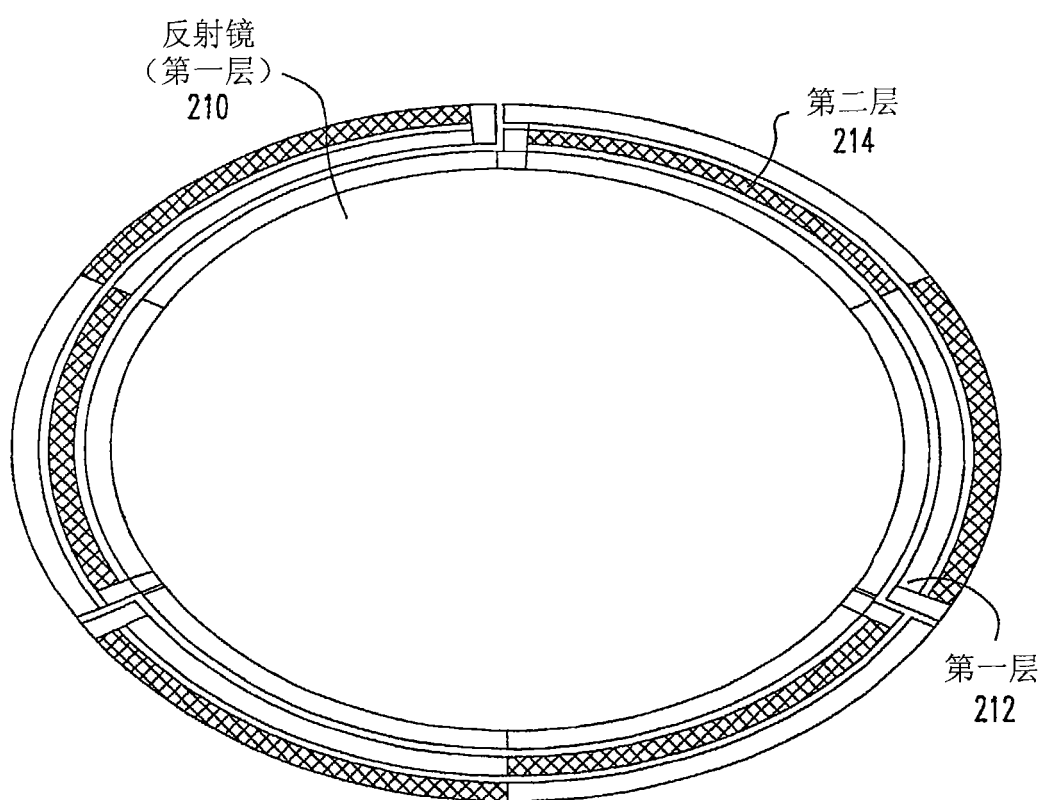


图24

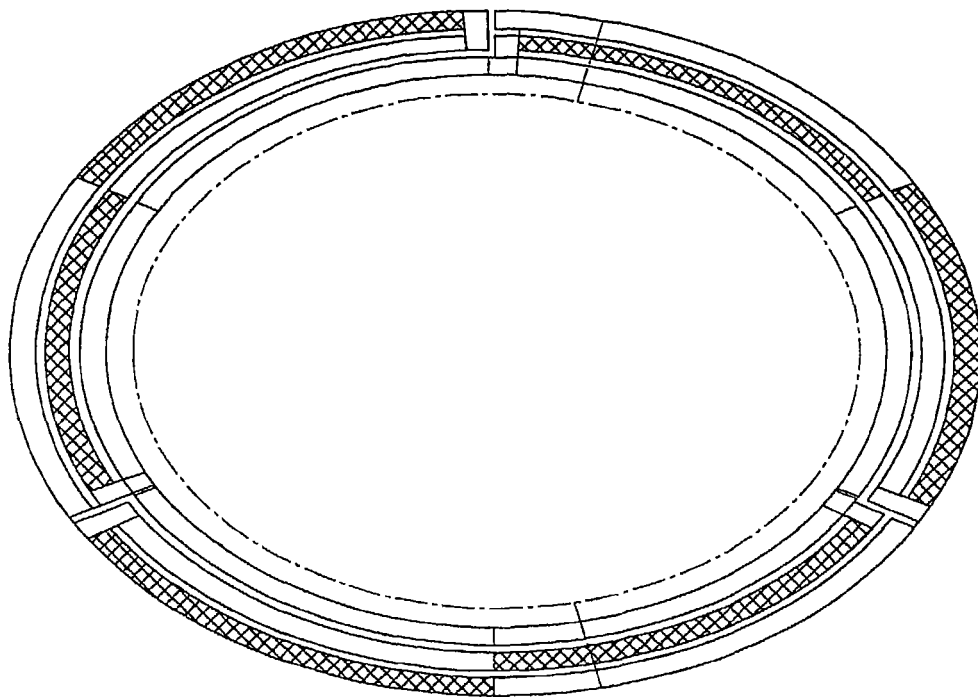


图25

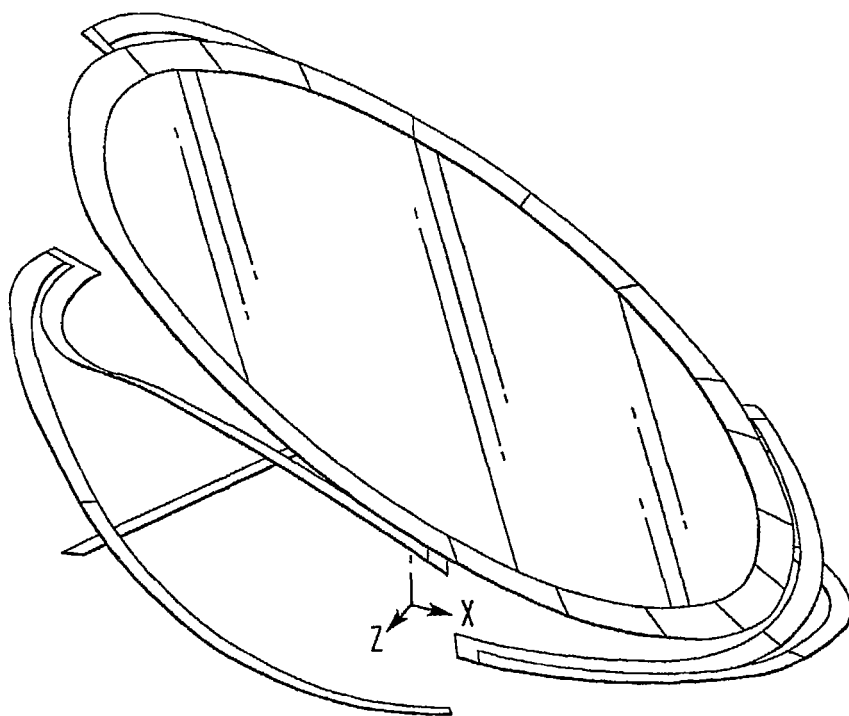


图26

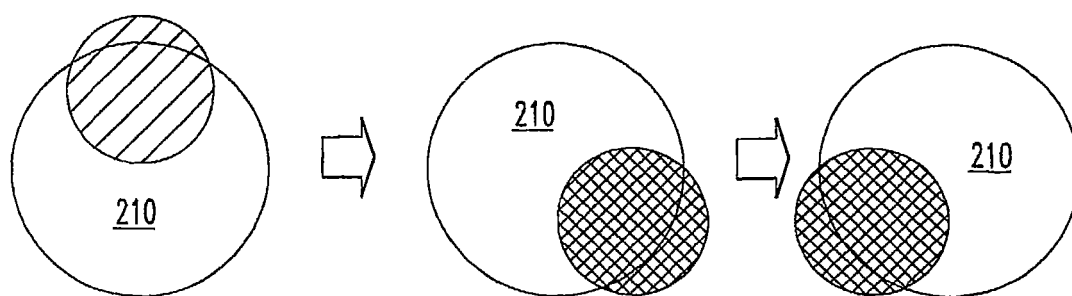


图27

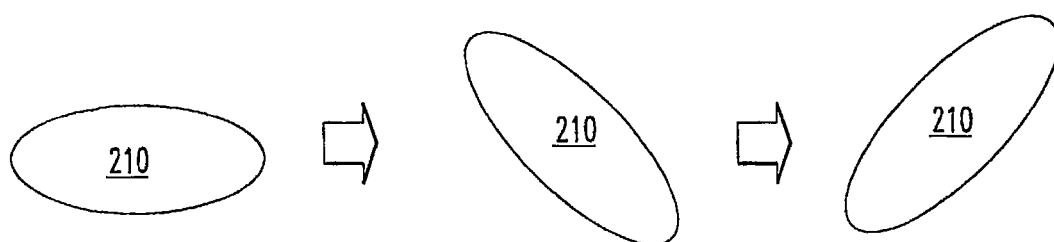


图28

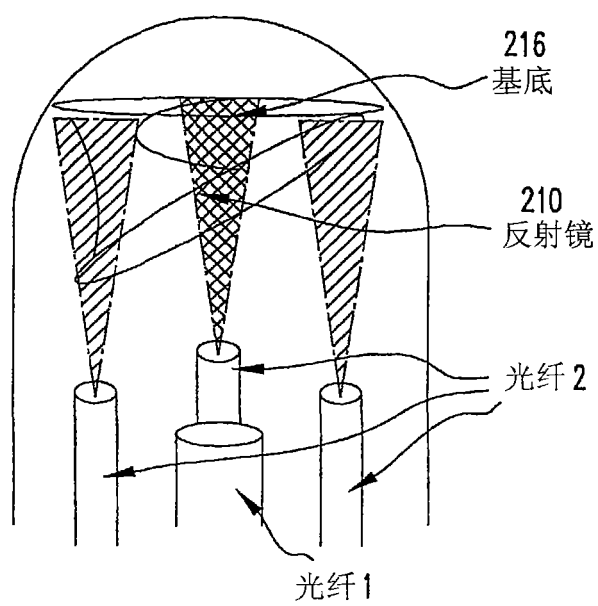


图29

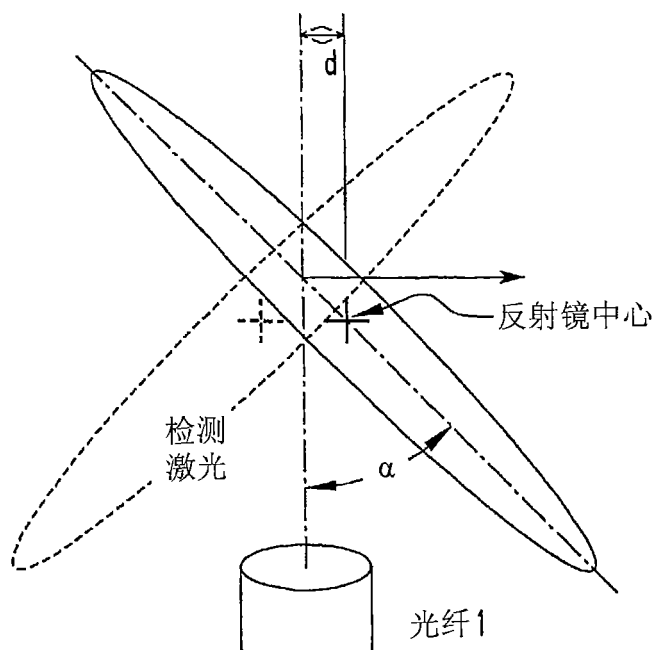


图30

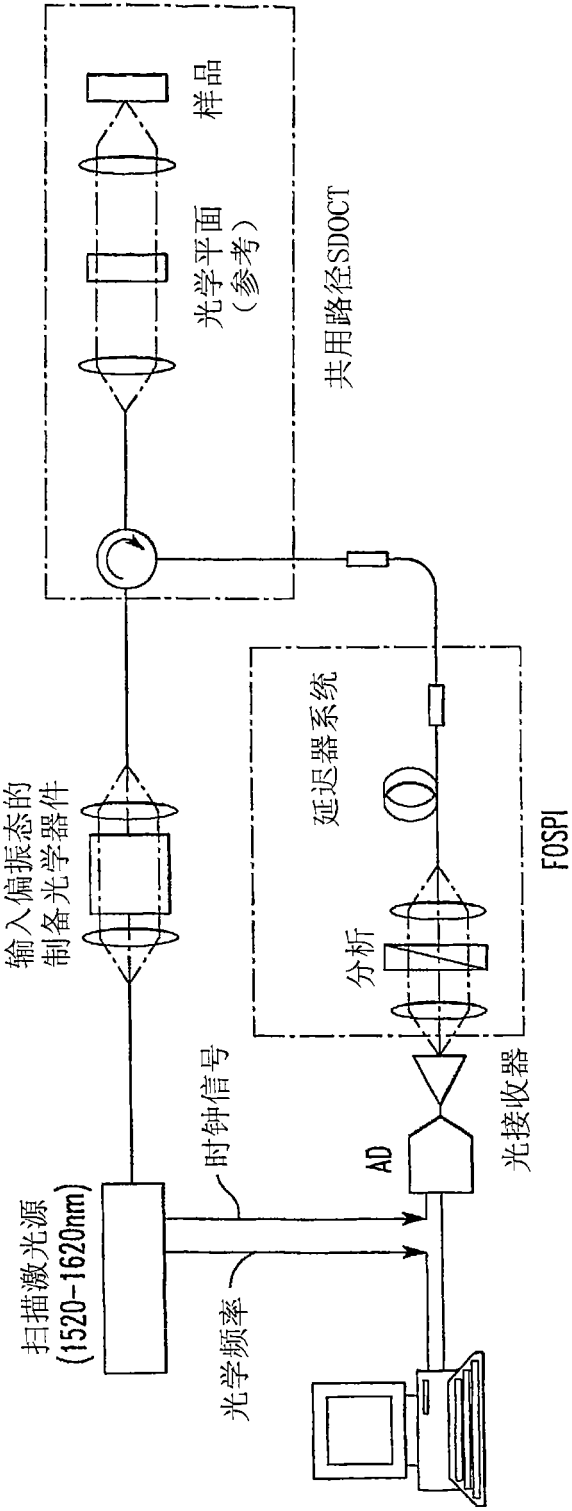


图31

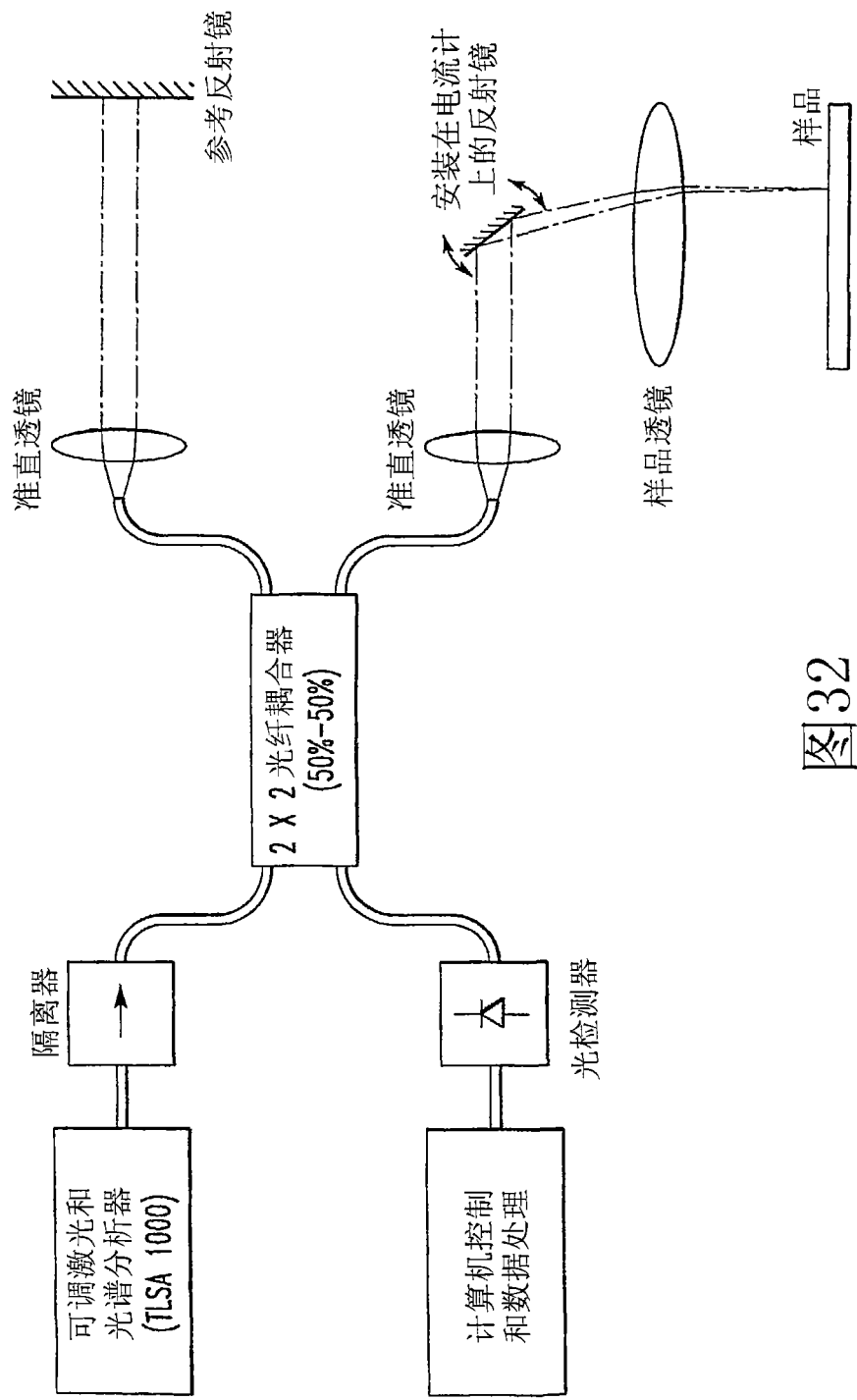


图32

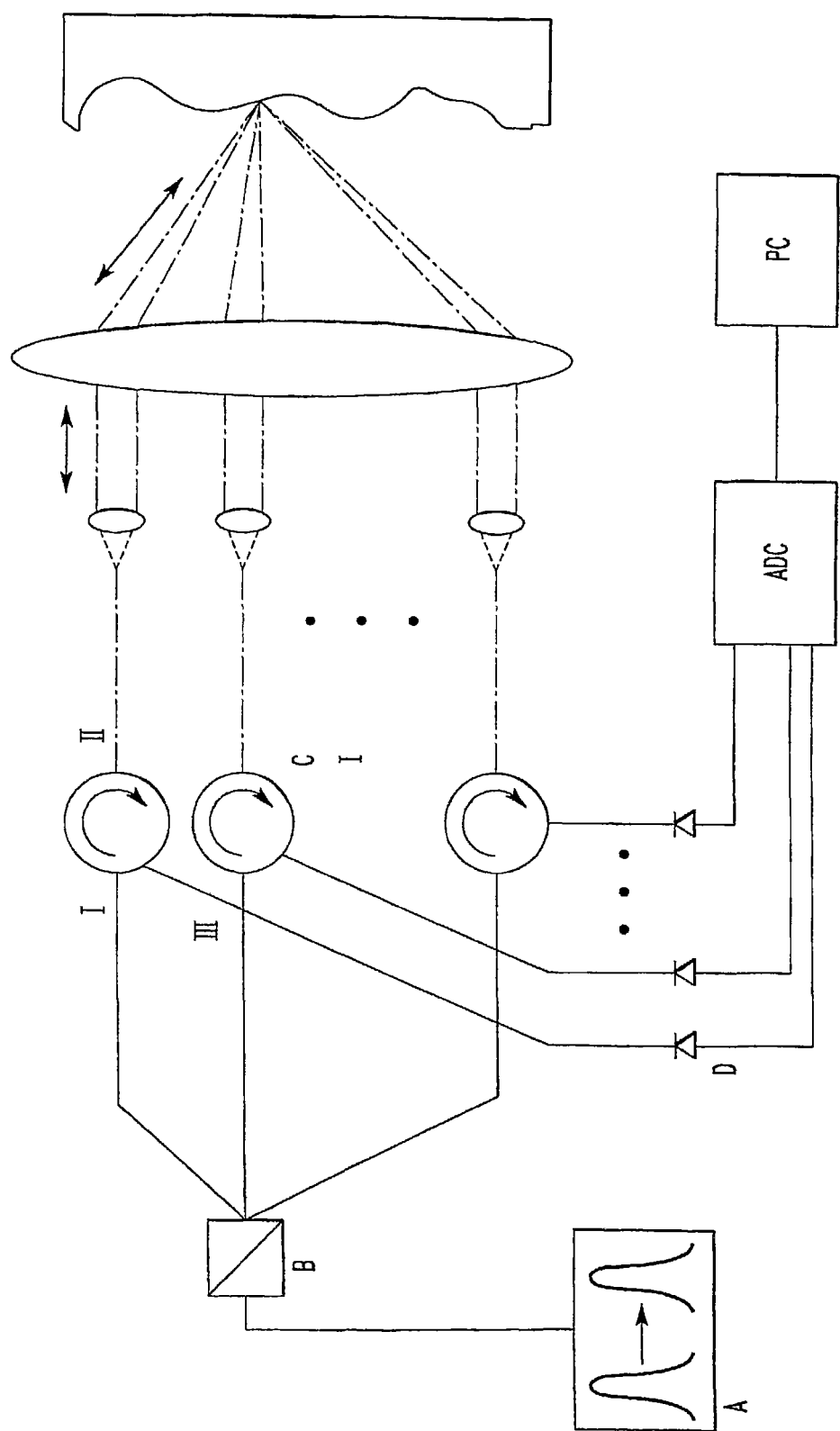


图 33

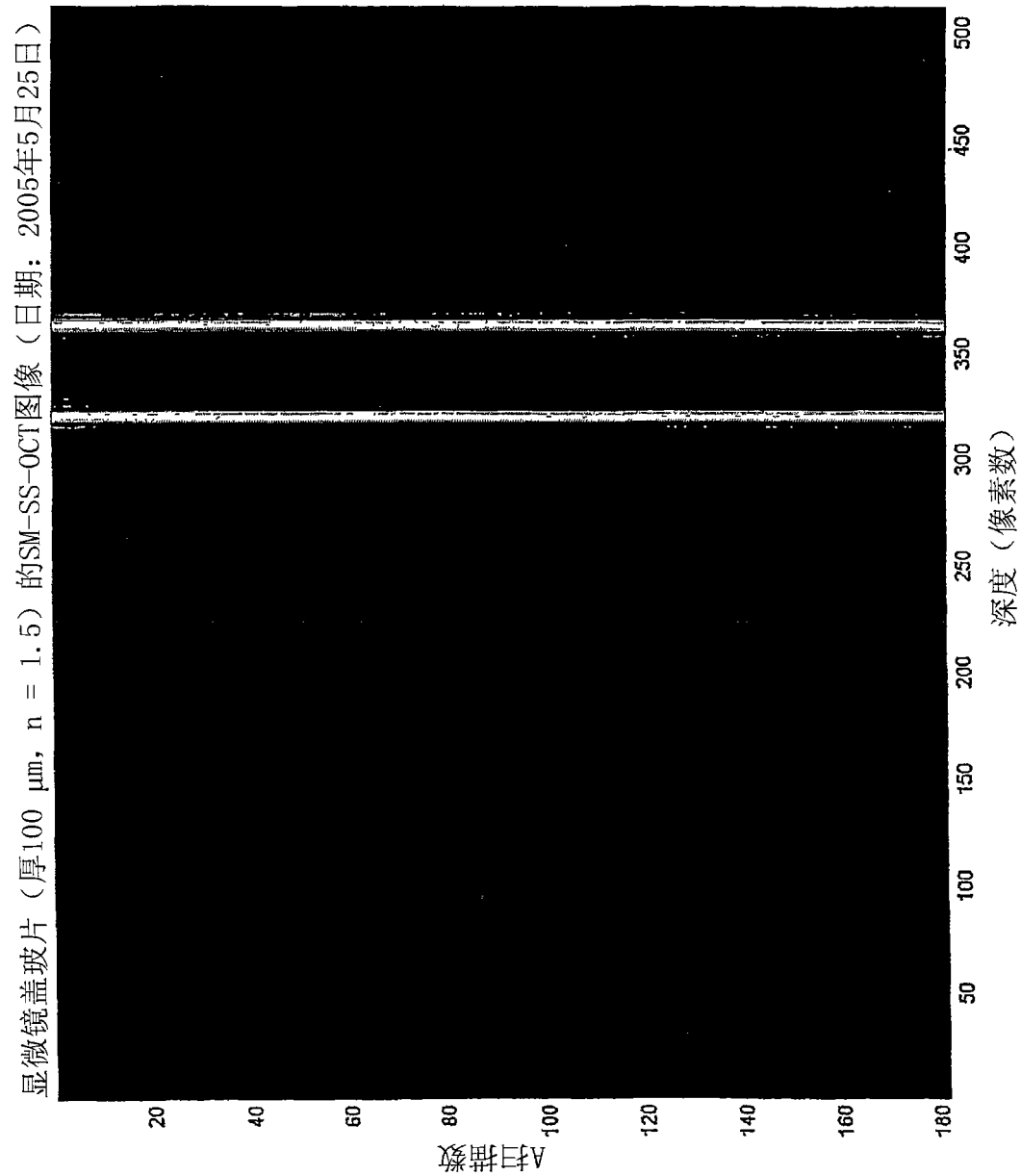


图34

显微镜盖玻片 (厚100 μm , $n = 1.5$) 的SM-SS-OCT图像
(对数标度) (日期: 2005年5月25日)

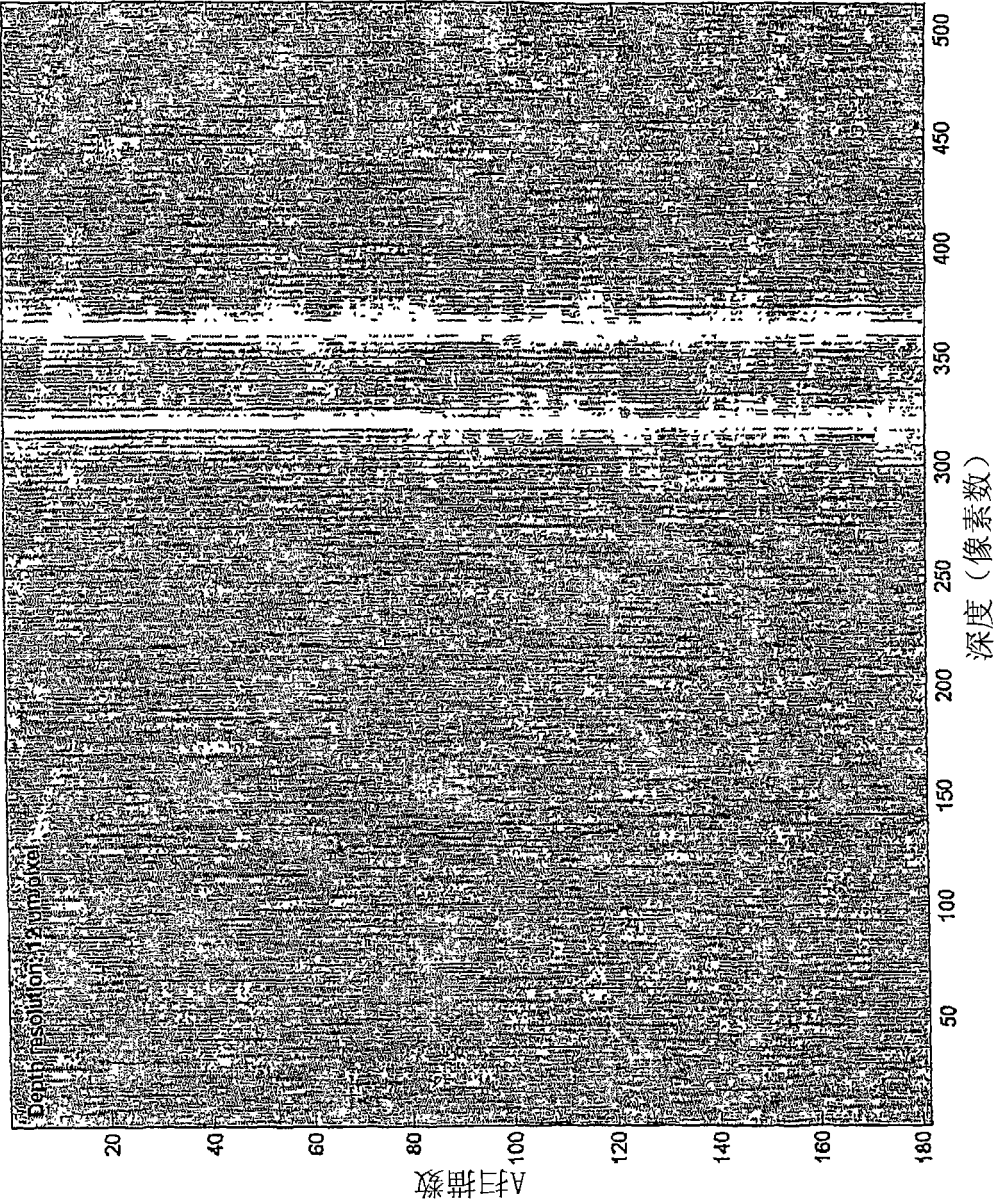


图35

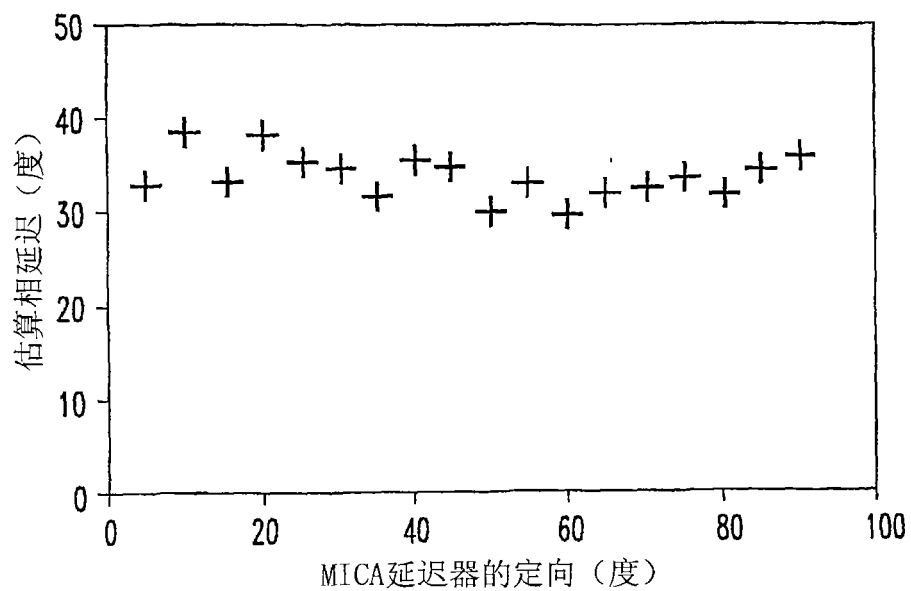


图36

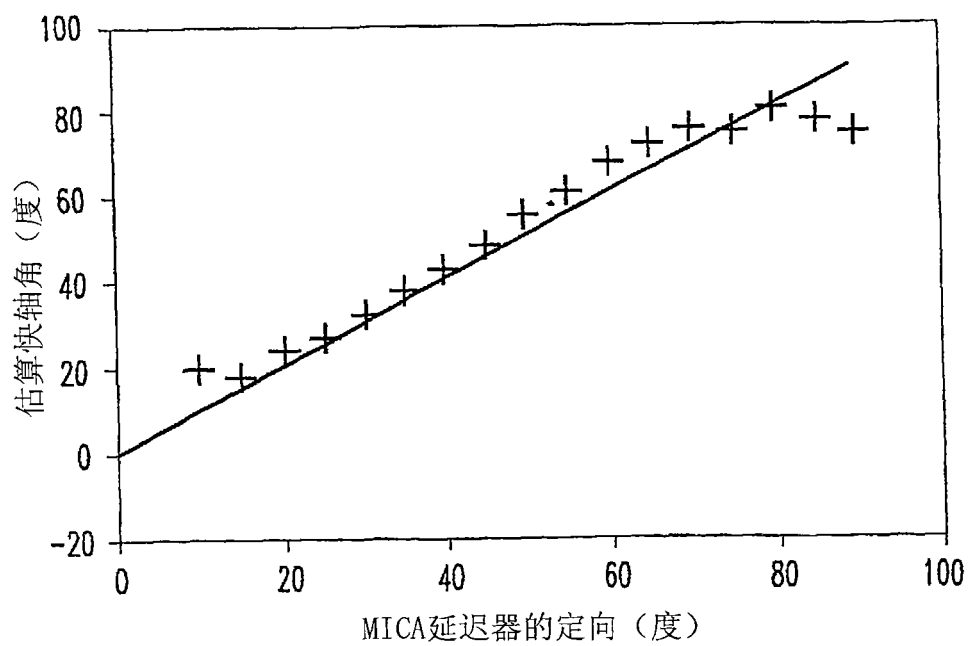


图37

专利名称(译)	使用光谱分辨带宽的光学相干层析成像 (OCT)		
公开(公告)号	CN101247753A	公开(公告)日	2008-08-20
申请号	CN200680020083.4	申请日	2006-06-05
申请(专利权)人(译)	德州系统大学董事会		
当前申请(专利权)人(译)	德州系统大学董事会		
[标]发明人	马克D费尔德曼 托马斯E米尔纳 欧君琬 金银河 卡尔蒂克库马尔 克里斯康迪特 罗伯特格兰特 纳特肯普 金敬云 陈绍晨 韩丽新		
发明人	马克·D·费尔德曼 托马斯·E·米尔纳 欧君琬 金银河 卡尔蒂克·库马尔 克里斯·康迪特 罗伯特·格兰特 纳特·肯普 金敬云 陈绍晨 韩丽新		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00172 A61B1/00167 A61B1/00096 A61B5/0066 A61B5/0084 A61B5/0073 A61B5/6852		
代理人(译)	孟锐		
优先权	60/687930 2005-06-06 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种利用多个信息通道对混浊(即，散射)材料进行光学相干层析成像的系统。所述多个信息通道可包含并涵盖空间、角度、光谱和偏振域。更具体来说，本发明涉及利用能够提供(源)、处理(系统)或记录(接收器)多个光谱信息通道的光源、系统或接收器对混浊材料进行光学相干层析成像的方法和设备。在所述方法和设备中，使用可由源提供、由系统处理或由接收器记录的多个光谱信息通道同时传送与正被层析成像的混浊材料相关的空间、光谱或偏振测定信息。所述多通道光学相干层析成像法可并入对患者进行成像的内窥镜探针中。所述内窥镜包含光纤阵列且可包含多根适于安置在患者体内的光纤。所述光纤阵列将来自光源的光传输到患者体内并将由患者反射的光传输到患者体外。所述阵列中的所述多根光纤与光源形成光通信。多通道光学相干层析成像系统包含用于从阵列接收光并对光进行分析的检测器。所述方法和设备可用于对患者的血管、胆管、泌尿生殖(GU)和/或胃肠(GI)道进行成像。

